

(11)特許出願公表番号

特表平6-511312

(43)公表日 平成6年(1994)12月15日

(51) Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I
G 0 1 B 9/02		9206-2F	
A 6 1 B 1/00	3 0 0 D	9163-4C	
	E	8825-4C	
G 0 1 B 11/06	G	7529-2F	

審查請求 未請求 予備審查請求 有 (全 15 頁)

(21)出願番号	特願平4-510939
(86)(22)出願日	平成4年(1992)4月29日
(85)翻訳文提出日	平成5年(1993)10月29日
(86)国際出願番号	PCT/US92/03536
(87)国際公開番号	WO92/19930
(87)国際公開日	平成4年(1992)11月12日
(31)優先権主張番号	692, 877
(32)優先日	1991年4月29日
(33)優先権主張国	米国(US)
(81)指定国	EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, MC, N L, SE), CA, JP

(71)出願人 マサチューセッツ・インステテュート・オブ・テクノロジー  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02139,  
ケンブリッジ, カールトン・ストリート  
28

(72)発明者 ハン, デヴィッド  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02139,  
ケンブリッジ, メモリアル・ドライブ550  
ナンバー7イー

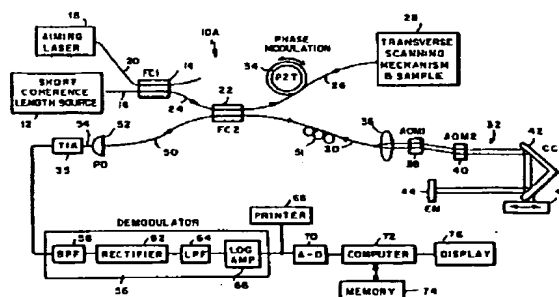
(74)代理人 弁理士 湯浅 蒔三 (外5名)

**最終頁に続く**

(54)【発明の名称】 光学的イメージ形成および測定の方法および装置

(57) 【要約】

試料における縦方向の走査または位置決めが、試料および基準反射器（３２）に至る光経路に対する相対的光経路長を変化させることにより、あるいは装置に加えられる光源からの出力の光特性を変化させることにより行われる試料において光イメージ形成を行う方法および装置。試料とプローブ・モジュールとの間の制御された（２８）相対的運動を前記方向に行うことにより、および（または）プローブ・モジュールにおいて光線（１８）を選択された横方向位置へ指向することにより、１つ以上の次元における横方向走査が試料に対して行われる。プローブ・モジュールは、外部モジュールでもよく、あるいは体内の経路を走査するため用いられる内視鏡または血管内視鏡でもよい。



請求の範囲

1. 試料における光イメージ形成を行うシステムにおいて、  
光源と、  
基準光反射器と、  
前記反射器に対する第1の光経路と、  
プローブ・モジュールが、前記試料に対する第2の光経路とを設け、該プローブ・モジュールは、イメージ形成が行われる前記試料における横方向位置を制御する手段を含み、該試料位置は少なくとも1つの横方向次元において試料を走査するよう制御する前記手段により選択的に変更され、  
前記光源からの光線を第1の光経路を経て前記反射器へ、かつ前記プローブ・モジュールを含む第2の光経路を経て試料へ与える手段と、  
イメージ形成情報を得られる試料による縦方向範囲を制御する手段と、  
前記第1の光経路を経て受取った反射器からの反射と、前記第2の光経路を経て受取った試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として生じる組合せ光出力は光干渉縞を有し、  
前記出力を検出する手段と、  
検出された出力を処理して選択された試料イメージを得る手段とを設けてなるシステム。
2. 前記光源が短コヒーレンス長さ光源であり、縦方向範囲を制御する前記手段が、予め定めた速度特性における各点における瞬時速度 $V$ を有する特性に従って前記光経路の相対長さを制御し、干渉縞が2つの光経路における長さが一致する点に生じ、前記光出力が瞬時変調周波数を有する請求の範囲第1項記載のシステム。
3. 前記変調周波数が、周波数 $f$ （ $\sim N V / \lambda$ におけるドップラー・シフト周波数）を含み、 $\lambda$ が光源の波長である請求の範囲第2項記載のシステム。
4. システムに対する主要な低周波ノイズおよびシステムのアライアングを補償する領域幅要件が存在し、速度 $V$ が前記領域幅要件を満たすに充分なドップラ
27. 前記縦方向位置制御手段および前記横方向位置制御手段が移動させられる速度が、少なくとも1つの次元において走査される全ての横方向位置における点が、前記縦方向位置制御手段が新たな縦方向範囲における走査を行わせる前に、試料における所与の縦方向範囲で走査される如きものである請求の範囲第1項記載のシステム。
28. 前記横方向位置制御手段が、前記縦方向位置制御手段により決定される試料における縦方向位置において2次元の横方向走査を実施する手段を含む請求の範囲第1項記載のシステム。
31. 前記光源が周波数変調可能なスペクトル的にコヒーレントな光源であり、前記縦方向位置制御手段が、前記光源出力の周波数を変調する手段を含み、信号の結果として生じる前記干渉が前記第1および第2の経路長さ間の差に比例する周波数を有し、前記処理手段が、前記信号をイメージ形成情報に変換する手段を含む請求の範囲第1項記載のシステム。
32. 複数の第1および第2の光経路を設け、各経路の近端部に光源があり、各第1の光経路の遠端部に基準反射器が、かつ前記第2の光経路の遠端部に試料における横方向点があり、前記処理手段が、前記試料の並行走査を行うように複数の経路から受取るイメージを処理する手段を含む請求の範囲第1項記載のシステム。
33. 試料における光イメージ形成および測定を実施するシステムにおいて、  
短コヒーレンス長さの光源と、  
基準光反射器と、  
前記反射器に至る第1の光経路と、  
前記試料に至る第2の光経路と、  
前記光源からの光線を前記第1の光経路を経て前記反射器へ、かつ前記第2の光経路を経て前記試料へ送る手段と、  
前記第2の光経路の長さを変化させて予め定めた速度特性に従って前記光経路の相対長さを変化させる、該特性における各点における瞬時速度 $V$ を有する手段と、  
前記第1の光経路を経て受取った前記反射器からの反射と、前記第2の光経路

ー・シフト周波数 $f_s$ を結果として生じるに充分でなく、前記縦方向範囲制御手段が、前記光経路の少なくとも1つに対する周波数 $f_s$ において別の変調を生じる手段を含み、前記処理手段が、 $f_s$ および $f_s$ の選択された組合せである変調周波数を生じるように復調する復調器を含む請求の範囲第1項記載のシステム。

9. 前記プローブ・モジュールが、試料における横方向位置に光線を指向する手段を含み、前記横方向位置制御手段が、光線が試料に与えられる方向と略々直角をなす少なくとも1つの次元において前記横方向位置を光学的に変更する手段を含む請求の範囲第1項記載のシステム。

11. 前記光学的に変更する手段が、ミラー位置に応じた角度で前記光線を指向させるためビームの光経路において少なくとも1つの可動ミラーを含む請求の範囲第9項記載のシステム。

15. 円形走査を行うため、前記ミラーをそのピッチを変更するように回転させる手段を含む請求の範囲第9項記載のシステム。

16. 前記プローブ・モジュールが内部経路を走査する機構である請求の範囲第9項記載のシステム。

24. 前記縦方向位置制御手段が、前記第1の光経路の長さを周期的に変更する手段を含み、前記第2の光経路の長さ一致点に対する前記試料における探針位置の周期的変化を結果として生じ、

前記プローブ・モジュールが、前記試料におけるモジュールに対する探針の焦点を制御する手段を含み、前記焦点が周期的に変化させられると、前記探針焦点が前記長さ一致点に実質的に維持されるようにする請求の範囲第1項記載のシステム。

26. 前記縦方向位置制御手段および前記横方向位置制御手段が移動させられる速度が、横方向位置制御手段がプローブ・モジュールをして新たな横方向位置での走査を開始させる前に、問題となる全ての縦方向範囲における点が試料における所与の横方向位置について走査される如きものである請求の範囲第1項記載のシステム。

を経て受取った前記試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として得る組合せ光出力は2つの経路における長さが一致する点において干渉縞を有し、前記光経路長さ変更手段が、前記第2の光経路の長さが一致した点に対する試料における縦方向範囲位置における周期的な変化を生じ、

前記第2の光経路を成端するプローブ・モジュールを設け、該プローブ・モジュールは、前記焦点が周期的に変化させられる時、縦方向範囲焦点が実質的に前記長さ一致点に維持されるように、試料におけるモジュールに対する縦方向範囲の焦点を制御する手段を含み、

前記出力を検出する手段と、

該検出された出力を処理して試料の選択されたイメージを得る手段とを設けてなるシステム。

54. 前記復調手段が、復調手段により受入れられる前記変調周波数付近の周波数帯域を制御するフィルタ手段を含み、前記適用手段が、前記復調手段により受入れられる前記変調周波数付近の周波数帯域を拡張する手段を含む請求の範囲第7項記載のシステム。

## 光学的イメージ形成および測定の方法および装置

## (技術分野)

本発明は、生物学的試料および他の試料において高精度測定を行うためのイメージを用いることを含む光学的イメージ形成に関する。

## (背景技術)

生物学的試料または他の試料の断面、厚さおよび光学的特性の高解像度(一般に、 $10\mu\text{m}$ 以下)のイメージおよびその測定が要求される多くの産業、医療および他の用途が存在する。

このような測定を実施するための現在ある手法は、コヒーレンス領域反射計(OCDR)、光学的時間領域反射計(OTDR)、超音波走査レーザ顕微鏡、走査共焦点顕微鏡、走査レーザ検眼鏡、および光学的三角測量法を含む。現在あるOCDRシステムは、通常は、効率的なエネルギーを有する生物学的試料または他の試料の測定のために要求される迅速なデータ取得速度を備えていないが、OTDRシステムは非常に高価であり、制限された分解能およびダイナミックレンジを持つに過ぎない。

おそらく最も一般的に用いられる技法である超音波は、人間の目における測定を行う如き用途に対しては、要求される音響インピーダンス整合を達成するために、かつこれによりビーム相および歪みを避けるために、超音波ヘッドまたはプローブと物体即ち走査される患者との間に対比が一般に要求される点において不利である。このような対比は、例えば患者の胸部について走査が行われる時は問題にならないが、このようなプローブは、水晶体移相の強さを計算するため眼内距離の測定のために使用される如き眼内測定を行うため使用される時患者にひどい苦痛を生じ得る。

超音波において用いられる比較的に長い波長もまた、空間的分解能を制限する。更に、超音波は、組織または他の問題となる境界の記録または表示を弄断して許

典型的には、走査は次の位置へ偏移する前に所与の横方向および(または)縦方向位置において全深さ範囲にわたり走査が完了されるが、これは存在する数値の能力以上の速度で縦方向範囲即ち深さの走査を行うために使用されるミラーまたは他の要素の走査を必要とする。このことは、縦方向の走査が干渉信号周波数に、従ってシステムの感度に影響を及ぼすドップラー・シフト周波数を生じる場合に特に該当する。従って、このような走査が一定の速度で行われることが要求される。しかし、2次元または3次元の走査が行われる、一定の速度における非常に高速な縦方向走査の達成が難しいため、他の走査パターンが要求される。更に、ある用途においては、選択された縦方向位置即ち深さにおける1次元または2次元の横方向走査を行うことが望ましい。

縦方向走査が付けられる時に特に深刻になる別の問題は、システムの固有のドップラー周波数シフトを越えて受信した信号の帯域幅が増加することである。このような場合、アライフing(rolling)が、即ち、イメージ強さにおける変動が生じ得る。従って、このような強さの変動を排除するか平均化することにより分解能を強化する技法が提供されることが望ましい。

従来システムにおける別の問題は、走査が拡張された深さ範囲にわたり行われるならば、焦点深さを広げるためにより小さな開口数を用いられねばならないことである。しかし、このことは、横方向の分解能および範囲全体にわたる受信光のエネルギーを低下する。従って、試料内の拡張された深さ範囲にわたり大きな開口数の使用を許容する技法に対する需要が存在する。

更に、ミラーまたは他の要素を機械的に移動することにより縦方向走査を行う結果から生じる本文に述べた問題のあるものは、この走査を電子的に、例えば光源からの入射光の光周波数即ち周波数を変化させることにより行うことにより克服することができる。しかし、例えば目の如き動的な生物学的試料をイメージ化するためのある用途に対しては、3次元走査を行うために要求される走査速度は、平行走査法が望ましいかあるいは要求される如きものである。

## (発明の概要)

以上の如く、改変された光学的コヒーレンス領域反射計(OCDR)の光イメ

ージ形成および測定システム、あるいは他のイメージ形成および測定システム、特に内部または外部の試料に対して選択され、または拡張された縦方向即ち深さ範囲にわたり鮮明かつ高い分解能および感度で1次元、2次元および3次元走査および測定の実施が可能である、電子的に走査されるシステムに対する需要が存在する。

以上のことから従って、本発明は、望ましい実施態様においては短いコヒーレンス長さを有する光放射をそれぞれ第1および第2の光経路を介して基盤光反射器および試料に対して行うことにより、試料における光イメージ形成および測定を行うための方法および装置を提供する。この光経路は、光ファイバ経路であることが望ましい。イメージ形成情報が得られる試料内の縦方向範囲は、例えば、経路の相対的長さを要することにより、あるいは予め定めた輪郭に従って光線の周波数または強さを変化することにより制御される。イメージ形成または測定が行われる試料における横方向または縦方向位置もまた、選択的に変更することができる。この結果、試料において少なくとも1つの縦方向次元におけるイメージ形成を行うことができる。縦方向走査のための輪郭が段階的輪郭である場合は、1次元または2次元における縦方向走査は選択された縦方向範囲で行うことができる。第1の光経路による反射器からの反射および第2の光経路により受取られる試料からの反射が合成され、結果として得る合成光出力は、2つの経路における例えば長さが一致する点である整合点における干渉縞を有し、かつ相対的経路長さが輪郭における各点において瞬間的変位Vをもつ速度輪郭で変化させられる実施態様の場合に周波数 $f_0 \pm N V / \lambda$ におけるドップラー・シフト周波数を含む瞬間的変位周波数を有する。この合成出力は検出され、検出された出力は処理されて試料の選択されたイメージおよび(または)選択された測定に関する情報を得る。

Vが走査範囲にわたり実質的に一定である実施例においては、第1の経路長さにおける変化がランダムされ、1つの方向における変化が速度Vで生じ、他の方向における変化ははるかに迅速に生じる。第1の経路長さにおける変化はまた三角パターンを持ち得、少なくとも1つの方向における変化は速度Vである。この走

査するために種々の超音波反射および吸収特性に依存する。従って、測定されるべき層の音響的特性が若しくは異ならない時、超音波このような境界の記録が難しい。

走査レーザまたは共焦点の顕微鏡および走査レーザ検眼鏡(SLO)は、例えば数 $\mu\text{m}$ の横方向分解能で目の実時間ビデオ・イメージを生じることができる高速度に空間的に分解されたイメージを提供する。しかし、SLOの深さの分解能は、開口数が減少するに伴い急速に低下する。例えば、瞳孔開口を介する網膜のSLO測定は、深さの分解能をおおよそ $200\mu\text{m}$ に制限する。SLOはまた高価であり、数千万円(数十万ドル)にも達する。

光学的三角測量はやや高い分解能を提供するが、平行境界を要求する。このような装置もまた比較的に低い信号対雑音比を持ち、比較的に大きな深さでの分解能を低下させ、この場合開口数が制限される。

従って、高い分解能測定の実施のため、特にかかる光学的な測定の実施のための改変された方法および装置に対する需要が存在しており、この改変された技法は測定される対象物との対比を必要とせず、得られる開口サイズの如何に拘わらず問題となる走査深さにわたり実質的に一定した高い分解能を維持し、かつ比較的コンパクトで製造が安価である。このようなシステムはまた、試料層間に弁別を行うことができ、層材料もしくはその選択された特性の測定が可能であり、走査される対象物の1次元、2次元および3次元イメージを提供でき、かつ測定される試料が比較的に短い時間間隔にわたり変化する生物学的および他の用途における使用で充分に迅速でなければならない。最後に、この技法が試料の複屈折特性および空間特性に関する情報を提供できることが望ましい。

更に、縦方向における走査能力と共に、少なくとも1つの横方向における試料の走査を実施する手段に対する需要が存在する。更に、特に医療用途において、血管、肺の気管支、消化管、性腺あるいは泌尿生殖器の如き管状あるいは他の構造の内部に血管内視鏡または内視鏡を用いてこのような走査を行うことがしばしば望ましい。このような走査を実施するためには、内部走査の実施のための内視鏡または血管内視鏡に装置が可能なプローブが提供されなければならない。

イメージ形成および測定システム、あるいは他のイメージ形成および測定システム、特に内部または外部の試料に対して選択され、または拡張された縦方向即ち深さ範囲にわたり鮮明かつ高い分解能および感度で1次元、2次元および3次元走査および測定の実施が可能である、電子的に走査されるシステムに対する需要が存在する。

以上のことから従って、本発明は、望ましい実施態様においては短いコヒーレンス長さを有する光放射をそれぞれ第1および第2の光経路を介して基盤光反射器および試料に対して行うことにより、試料における光イメージ形成および測定を行うための方法および装置を提供する。この光経路は、光ファイバ経路であることが望ましい。イメージ形成情報が得られる試料内の縦方向範囲は、例えば、経路の相対的長さを要することにより、あるいは予め定めた輪郭に従って光線の周波数または強さを変化することにより制御される。イメージ形成または測定が行われる試料における横方向または縦方向位置もまた、選択的に変更することができる。この結果、試料において少なくとも1つの縦方向次元におけるイメージ形成を行うことができる。縦方向走査のための輪郭が段階的輪郭である場合は、1次元または2次元における縦方向走査は選択された縦方向範囲で行うことができる。第1の光経路による反射器からの反射および第2の光経路により受取られる試料からの反射が合成され、結果として得る合成光出力は、2つの経路における例えば長さが一致する点である整合点における干渉縞を有し、かつ相対的経路長さが輪郭における各点において瞬間的変位Vをもつ速度輪郭で変化させられる実施態様の場合に周波数 $f_0 \pm N V / \lambda$ におけるドップラー・シフト周波数を含む瞬間的変位周波数を有する。この合成出力は検出され、検出された出力は処理されて試料の選択されたイメージおよび(または)選択された測定に関する情報を得る。

Vが走査範囲にわたり実質的に一定である実施例においては、第1の経路長さにおける変化がランダムされ、1つの方向における変化が速度Vで生じ、他の方向における変化ははるかに迅速に生じる。第1の経路長さにおける変化はまた三角パターンを持ち得、少なくとも1つの方向における変化は速度Vである。この走

## 特表平6-511312(4)

走パターンはまた正弦波パターンでもあり得る。均一な速度では、測定は速度Vにおいて生じ、かつ三角形形状ドライブにより四方向における経路長さ変化に対して生じる変位の間に行われる。正弦波ドライブの場合は、非線形性が検出され、以降の処理において無視される。

本システムは、光経路における光ファイバを用いて実現されることが望ましいが、本システムはまたバルク光学系あるいは他の光学的要素を用いても実現することができる。光ファイバが用いられる場合は、経路の長さおよび経路におけるファイバの長さは共に実質的に等しいことが望ましい。

第1の光経路における変化は、ミラーまたは他の基面反射器を光経路と実質的に直角をなす方向に往復運動させることにより行われることが望ましい。反射器を移動および移動時の揺動の代わりに整合状態に保持するための適当な手段が提供される。試料に対して結合する開口数もまた、測定が行われるべき試料内の予め定めた深さに等しい深さフィールドと対応しなければならない。

少なくとも1つの複屈折面における測定が必要ならば、本システムは選択された第1の保持に光源からの光エネルギーを偏光させる手段を含み、光の偏光は反射器および試料に与えられるエネルギーに対して個々に変更される。偏光を変更する要素はまた、反射器からの反射光エネルギーを第2の選択された方向に偏光させ、かつ試料からの反射光エネルギーを複屈折試料の複屈折に依存する方向で偏光させる。相互干渉縞を含む合成出力は分割されて、直交偏光を有する2つの出力として検出される。次に、これら2つの出力は個々に処理されて個々の相互干渉信号を得、個々の相互干渉信号は合成されて選択された複屈折表示を提供する。

類似の光特性を持つ層間の境界を非閉するシステムの能力を強化し、かつこのような層間に関して他の情報を得るために、材料の光吸収、インピーダンスおよび他の光学的特性が波長と共に変化するという利点を利用される。このため、1つの接合層は光エネルギーの第1の波長で更に容易に検出され、他の層は異なる波長において更に容易に検出される。本発明の実施例では、2つ以上の短コヒーレンス長さの光源が、異なる波長、例えば $\lambda_1$ および $\lambda_2$ における光放射を生じ、試料はこれらの異なる波長で受取られる入力に随って応答する。この結果、

周波数 $f_{01}=2V/\lambda_1$ で変調された第1の相互干渉光出力を生じ、かつ周波数 $f_{02}=2V/\lambda_2$ で変調された第2の相互干渉光出力を生じることになる。この2つの出力は個々に復調され、次いで個々に処理されるあるいは一緒に処理される。

第2の光経路は、試料の縦方向位置を制御するための手段と、少なくとも1次元におけるこの位置を選択的に変更する手段とを含むことが望ましいブロープ・モジュールで終る。速度Vは、ドップラー・シフト周波数がシステムおよび信号のライアジングに対する優勢な低周波数ノイズを克服する帯域幅要件を満たすために充分に高くなるよう充分に高い。そうでない場合は、変調周波数 $f_m$ における振動または他の変化を生じる手段が設けられ、その結果 $f_{01}$ および $f_{02}$ の選択された組合せである変調周波数を生じることになる。この変化は、少なくとも1つの光経路における圧電トランスジューサまたは少なくとも1つの音響光変調器(AOM)によって行われる。一実施例では、光経路の1つに2つのAOMが存在し、 $f_m$ は2つのAOMにより生じる差の周波数シフトである。ブロープ位置コントローラは、第2の光経路の端部、または試料の2次元または3次元走査を生じるように光放射が試料に加えられる方向と略々直角をなす少なくとも1つの次元における第2の光経路を形成する光ファイバ要素の端部におけるブロープを移動する手段を含む。

他の実施例では、ブロープ・モジュールは、試料におけるある位置に対して光放射を指向させ、かつ光放射が試料に加えられる方向と略々直角をなす少なくとも1つの次元における縦方向位置を光学的に変化させるミラーまたは他の手段を含む。3次元走査が要求される場合は、縦方向位置は2つの方向に変更される。縦方向位置を光学的に変更させる手段は、ミラー位置に従って放射をある角度で変位させる光放射経路における少なくとも1つの可動ミラーを含む。1つのミラーは、2次元で変化する方向に放射を角度的に変位させるよう2つの直交方向に運動自在であり、これにより3次元走査が達成され、あるいはこの目的は、光経路に沿って連続的に隔てられた、異なる略々直交する方向に運動可能な2つのミラーを用いて達成することもできる。

つの走査パターンでは、光経路の相対的長さが変化させられかつ試料における縦方向位置が変化させられる速度は、新しい縦方向位置におけるイメージ形成を開始するため走査ビームが移動される前に、問題となる全ての縦方向範囲における点が所与の試料の縦方向位置に対して走査される如きものである。あるいはまた、縦方向の範囲が変化した試料の縦方向位置が変化する速度は、縦方向の範囲が新しい範囲における走査を実施させるよう変更される前に、少なくとも1つの縦方向DIMNにおける全てのイメージ形成位置が試料内で所与の縦方向範囲で走査される如きものである。後者の走査手順は、第1の走査パターンが用いられたならば、非常に高い速度で均一速度の縦方向走査が要求される場合に望ましい。第3の走査パターンは、縦方向位置の制御を選択された縦方向位置へ歩進させ、次いでこのような縦方向位置で1次元または2次元における走査を実施することである。

ある実施例においては、試料における平行走査を行うため複数の光経路が提供される。更に、ある実施例では、周波数または強さの如き光源の特性が、イメージ形成される試料における縦方向の地点を制御するように制御あるいは変更され、受取られた放射がその時イメージ形成される試料における縦方向の地点または面に対する光経路の長さに比例する周波数を持つ出力を結果として生じる。この出力が検出され処理されて、イメージを得る。

ライアジングまたは他の問題のゆえに、2次元または3次元の走査の結果として生じるイメージに見かけ上の強さの変動が生じる。この問題を克服するために、AOMを前に示したように用いることができ、あるいは複数の走査を1つの試料に対して行うことができ、走査は強さの変動を補償するため平均化される。

望ましい実施例においては、測定とは、生物学的試料における非侵入断面イメージ形成および測定を含む。本発明に対する1つの特定の有効な用途は、色々な目の部分の断面イメージを生成することにある。

本発明の上記および他の目的、特徴および利点については、添付図面に示される如き本発明の望ましい実施例の以降の更に詳細な記述から明らかになるであ

他の実施例では、ブロープ・モジュールは、血管内視鏡または内視鏡の如き体内経路を走査するための機構である。このような用途では、ブロープ・モジュールは外側の鞘部を含む。一実施例では、このブロープ・モジュールはまた、外側鞘部内に回転自在に取付けられた内側鞘部と、第2の光経路から内側鞘部を通るように放射を指向させる光学手段と、体内経路における選択された位置における放射を指向するため内側鞘部と共に運動自在の手段とを含み、この選択された位置は内側鞘部が回転される時に変化する。この実施例は、外側鞘部の端部を越えて選択された方向に内側鞘部を通るよう放射を反射するように内側鞘部を回転させるべく取付けられたミラーを使用することが望ましい。

別の実施例では、光ファイバ束が外側鞘部に取付けられている。このような光ファイバの選択された1本以上の第1の端部が、第2の光経路に光学的に接続され、第2の光経路が接続される光ファイバを制御するための手段が設けられる。また、光ファイバの各々に対して選択された縦方向位置を確立し、かつ各光ファイバの第2の端部に対応する選択された横方向位置に光学的に接続する手段も存在する。

第1および第2の光経路がそれぞれ第1および第2の光ファイバの形態である更に別の実施例では、ブロープは、鞘部の内腔部に対して第2の光ファイバの端部を固定する手段を含む。この手段は、前記端部を前記腔部に向かうあるいは離れる方向に移動する手段を含む。また、光ファイバの端部を試料に対して光学的に接続するための手段も設けられ、この手段は壁部に対する端部の各位置に対する試料における選択された焦点位置を確立する。

ある実施例では、ブロープ・モジュールは、この深さの焦点が、試料の縦方向走査の間試料内のある地点が周期的に変化させられるイメージ形成情報を得られる前記地点に実質的に維持されるように、試料内のモジュールに対する焦点を制御するための手段を含む。このような焦点面は、焦点深さを制御するため透過する放射の方向にブロープ・モジュールの焦点レンズを移動することにより確保される。

多次元走査は、少なくとも3つの異なる走査パターンを用いて達成される。1

ろう。

(図面の簡単な説明)

図1 Aは、本発明の望ましい実施例による光コヒーレンス領域反射計の概略ブロック図、

図1 Bは、周波数変調された光源を用いる本発明の別の実施例の概略ブロック図、

図1 Cは、本発明の別の光ファイバ実施例の概略ブロック図、

図1 Dは、分解能を強化するため2つの異なる波長の使用を示す本発明のマルチ光学系実施例の概略ブロック図、

図2 Aは、図1の実施例を用いて得られる走査出力の特性を示すグラフ、

図2 Bは、エンベロープが重ねられた変調周波数を示す図2 Aに示した如き出力波形の一部の拡大グラフ、

図2 Cは、粗調後の図2 Bの波形のグラフ、

図3 Aは、多次元走査を達成するプローブ・モジュールの実施例を示すブロック図、

図3 Bは、2次元または3次元走査を達成するための別のプローブ・モジュールの図、

図3 Cは、3次元走査を達成するための別のプローブ・モジュールの図、

図3 Dは、円形走査を行うための別のプローブ・モジュールの図、

図4 Aおよび図4 Bは、多次元走査を実行するための別の2つのプローブ・モジュール実施例の図、

図5は、内視鏡プローブ・モジュールの実施例の断面側面図、

図6は、内視鏡プローブ・モジュールの第2の実施例の断面側面図、

図7は、内視鏡プローブ・モジュールの第3の実施例の断面側面図、

図8 Aは、本発明の教示による試料の2次元走査のための第1の走査パターンを示す図、

図8 Bは、本発明の教示による試料の2次元走査のための第2の走査パターンを示す図、

における光経路26から受取る光を集束する1つ以上のレンズと、試料に対する光の縦方向、横断方向または縦方向の運動を生じるための種々の機構とから形成されるレンズ組立体を含む。特に、望ましい実施例では、縦方向走査が基準組立体における運動により行われるが、試料またはプローブが縦方向、あるいは組立体28で他の方法で行われる縦方向走査のため移動されることもまた可能である。この組立体はまた、縦方向の走査位置と関連して焦点の縦方向即ち深さの位置を制御する機構も含む。組立体28のプローブ・モジュール部分は、患者の目における走査およびイメージ形成あるいは測定の実行のため試料の外面に接触して、例えば患者の目に隣接して位置決めを行うように設計することもでき、あるいは例えば体内または他の経路を走査する血管内視鏡または内視鏡の一部として、試料の内部に配置するようにすることもできる。すなわち1 Aの目的のため、走査および(または)イメージ形成される試料は組立体28内部に含まれる。本発明の色々な実施例により組立体28として機能する種々の機構が図3乃至図7に示される。

全ての実施例において、プローブにより試料に対して送られる光は、プローブ・モジュールを介して再びファイバ26へ戻るように試料により反射される。経路26の光ファイバは、印加された電気信号に応答して伸縮(即ち、伸縮)して光ファイバの様々な伸縮を生じ、これによりファイバを通る光信号を変調する圧電性の結晶トランスジューサまたはアクチュエータ34の周りに巻付けられる。後で述べるように、この付加される変調は検出を容易にする。

基準組立体32は、コリメーティング・レンズ36と、第1および第2の音響光変調器38、40と、コーナー・キューブ逆反射体42と、端部ミラー44とを含む。望ましい実施例では、コーナー・キューブ46は、このコーナー・キューブを光経路30と端部ミラー44の双方に対してあるいはこれらから離れるように特定のパターンで往復運動させて試料の縦方向走査を行う機構46に取付けられる。後で更に詳細に述べるように、コーナー・キューブは均一な比較的高い速度(例えば、1 cm/秒以上)で移動されて、ヘテロダイン検出を行うため用いられるドップラー・シフト変調を生じることが望ましい。キューブ42の機構4

図8 Cは、本発明の教示による試料の2次元走査のための第3の走査パターンを示す図、

図9は、平行走査の実施例の概略ブロック図、

図10は、平衡型レシーバの実施例の概略ブロック図、

図11は、偏光を用いて複屈折を検出する本発明の別の光ファイバ実施例の概略ブロック図、

図12 A乃至図12 Cは、それぞれ正常なもの、屈折性斑点を含むもの、およびカルシウム沈着硬化した斑点を含むものである人間の大量脈を走査するための図に示された如き実施例を用いて得られる図である。

(実施例)

まず図1 Aにおいて、本発明の教示を要した光学的コヒーレンス領域反射計(OCDR)10が示される。特に、短いコヒーレンス長さ(広スペクトル帯域幅)光源12からの出力が、光結合器14に対して1つの入力として接続されている。このような結合は、望ましい実施例では光ファイバ経路16である適当な光経路を介して行われる。光源12は、例えば、発光ダイオード、超発光ダイオードまたは適当な波長の他の白光源でよく、あるいは短パルス・レーザでもよい。このような光源は、望ましい実施例では10 μm以下のコヒーレンス11を持つことが望ましい。後で述べるように、光源12のコヒーレンス長さはシステムの分解能を強化するため最小化されることが望ましい。

結合器14に対する他の入力は、光ファイバ経路20を介して結合器14に与えられる可視出力を生じるレーザ18からのものである。後で更に詳細に述べるように、レーザ18はシステムの正常な動作には与せず、ダイオード12からの光が非共振領域にあり従って目に見えない時、試料と適正に整合するように可視光の光源を提供するため用いられるに過ぎない。

結合器14からの出力は、光ファイバ経路24を介して結合器22に対して入力として与えられる。結合器22において受取られる光即ち光エネルギーは、走査/試料組立体28に至る第1の光ファイバ経路26と、基準組立体32に至る第2の光ファイバ経路30との間で分けられる。組立体28は、走査される試料に

6による運動の長さ即ち程度は、少なくとも試料における所要の走査深さの半分より僅かに大きい。機構46に対する走査パターンは、少なくとも走査が生じる部分において均一な速度Vを有することが望ましく、例えばランプ・パターンまたは锯齿状パターンである。ランプ・パターンの場合は、測定またはイメージ形成はランプにおいて行われるが、両側で速度Vの锯齿状パターンでは、走査は一方または両方向にいずれかで移動するコーナー・キューブにより行うことができる。更に、係属中の出願で述べたように、回路の他の要素における適当な補償により正弦波または他の走査パターンを用いることができる。

あるいはまた、縦方向即ち深さ次元における走査は、コーナー・キューブ42ではなく機構46の如き適当な機構により端部ミラー44を往復運動させることにより行われる。しかし、これが行われると、有効行程は50%減少されて、端部ミラー44は所定の深さ範囲を止めるに等しい経路によるのではなく固定範囲より僅かに大きい経路にわたって運動させられなければならないことになる。本例における端部ミラー44に要求されるより大きな移動行程は、達成し得る走査速度に影響を及ぼし、また変調ドップラー・シフト周波数を制限し、別の変調要素の使用を必要とする。機構46が完全に取除かれるならば、システムは端部ミラーが往復運動する時振動の結果生じる調整の影響を更に受け易くなる。

また、限りパス形態のためコーナー・キューブを配置することにより端部ミラーを取外すことも可能である。このような形態においては、コーナー・キューブに対する進入光がコーナー・キューブの頂点と整合される。この結果もまた有効行程の50%の減少を生じる結果となる。更に、先に述べたように、機構46は基準組立体32において取外すことができ、縦方向走査がプローブまたは試料のいずれか一方を縦方向に運動させることにより組立体28において行われる。このことについては後で述べる。これが行われるならば、コーナー・キューブ42は必要でなく、光経路30からの光は直接ミラー44に当たる。

最後に、ドップラー・シフト周波数を用いる望ましい実施例の場合は、機構46がコーナー・キューブまたは端部ミラーを、先に述べたように走査範囲において實質的一定である速度で受けさせるが、これから述べるある実施例の場合は、

特表平6-511312 (6)

縦方向におけるドブラー・シフト変調は用いられず主として所要の走査深さを制御するようにミラーの運動が生じる。このような実施例および他の実施例では、機構46は所要の走査深さを制御するため歩進状に動作する。

結合器22と走査される試料の選択された深さ点との間の経路26の合計長さ、結合器22とミラー44間の経路30の合計長さとは、選択された深さ範囲の走査中試料の各深さ点に対して実質的に等しくなければならない。更に、空間分解能を低下させるグループの速度分散を防止するため、経路26および30における光ファイバの長さもまた実質的に等しくなければならない。あるいはまた、グループ速度分散は、不均衡を補償するため既知のグループ速度分散と厚さの光学的物質を光経路に置くことにより等しくすることができる。例えば、基座経路におけるファイバが試料プローブにおけるそれよりも短いことを必要とする場合は、構成分散材料の長さを基座経路に含めることができる。このシステムにおいて使用される光ファイバの終端が反射を最小化し処理能力を最大化するため付角研磨および（または）反射防止コーティングが施されることもまた重要である。

機構46は、変位機能を実施するための種々の装置のどれかでよい。例えば、機構46はステップング・モータでよく、その運動が均等な速度が要求される実施例に対する平均化機構を介してコーナー・キューブ42またはミラー44に与えられる。DCサーボ・モータもまた、所要の運動を得るため使用することができる。例々の電磁アクチュエータ、例えばスピーカ・コイルもまたこの機能のために用いることができる。このような電磁アクチュエータにより、必要な場所において均等な運動を生じるためにミラー位置の検出およびそのサーボ制御が要求される。更に、均等運動システムにおいて、ミラー移動経路の各地点における所要のミラー位置を示す信号を、実際のミラー位置の検出器からの信号、および運動するミラーを所要の一定速度に維持するようにアクチュエータを制御するため使用される結果として生じるエラー信号と対比することができる。機構46に対するサーボ制御機構が駆動する直線的変位装置を使用することもできる。

基準軌道32における1つのあり得る問題は、距離の決定精度に悪影響を及

ぼすおそれがある変位されつつあるミラーの揺動である。このような揺動は、図1Aの実施例においてコーナー・キューブ42により部分的に補償され、このコーナー・キューブは一般にビームが入射する角度の如何に拘わらずビームが常にビームが入射した正確に同じ方向に戻るという特性を有する。当技術において公知の他の手法もまた揺動問題に対処するために用いることができる。

組立体28および32から受取る反射は、それぞれ光経路26、30を介して光結合器22へ与えられる。これらの信号は結合器22において合成され、長さと一致する反射（即ち、基座経路長の逆が光屈折のコーヒレンス長さより小さい場合の反射）に対する干渉縞を結果として生じ、この結果として得た合成出力が光ファイバ経路50に結合される。

基準および試料光経路から戻る光間の干渉を最小化するためには、それらの偏光が実質的に同じでなければならない。この偏光の一斉を確保するため、偏光コントローラが光経路26または30の1つに配置される。例示の目的のため、偏光コントローラ51が図1Aにおいて光経路30に示されている。このような偏光コントローラは、光ファイバ経路における偏光の変化を補償する。あるいはまた、所要の結果を達成するために偏光を維持するファイバおよび結合器をシステムにおいて用いることができる。更に、偏光が不規則に変化する用途においては、信号のフェージングを排除するために偏光の発散受取り装置をシステムにおいて用いることができる。このような偏光の発散受取り装置は当技術において公知である。

光ファイバ経路50における光信号は、経路50からの光合成信号を対応する電流に変化する電気信号へ変換するフォトダイオード52に与えられる。フォトダイオード52からの出力線54における電流で変化する電気信号は、相互インピーダンス増幅器(TIA)55または他の適当な手段により電圧に変化する信号へ変換されることが望ましく、TIA出力は復調器56に対して入力として与えられる。

本発明の表示を実施する際に種々の複調形態を用いることができる。その最も簡単な形態においては、復調器56は、合成出力信号の変調周波数付近を中心と

する帯域通過フィルタ58と、エンベロープ検出器とからなる。このフィルタは、問題となる信号のみが採られて出力からノイズを除去することを保証する。このため、システムの信号対雑音比を強化し、これによりシステムの感度を強化する。フィルタされた信号は次にエンベロープ検出器へ与えられる。

復調器46におけるエンベロープ検出器は、増幅器62と以降の低域通過フィルタ64とからなる。この2番目のフィルタは、ベースバンド信号から高周波成分を除去する。復調器はまた、増幅器の前後のいずれかにおける、ダイナミックレンジ圧縮のための対数増幅器56をも含む。対数増幅器が使用されない場合は、対数圧縮はシステムのどこか他の場所、例えば処理用コンピュータで行われる。対数圧縮がなければ、境界からの強い反射がスケールオフするかあるいは弱い反射が目に見えないかのいずれかである。

先に述べた例示の復調器は、ヘテロダイン復調器の1形式である。しかし、当技術において公知である種々の他の復調法もまた復調器機能を実施するため使用することができる。

図路56からの復調出力は、問題となる干渉エンベロープ信号である。種々の目的のため後者、技術者あるいは他の人員により使用されるこのようなアナログ信号の視覚的記録を得るため、適当なプリンタ68が使用される。望ましい実施例では、復調器56からのアナログ出力が、プリンタ68に加えられる。望ましい実施例では、アナログ/デジタル・コンバータ72を介して所要のアナログ表示を行うようにプログラムされる適当なコンピュータ74へ送られる。1つ以上の記憶装置74がコンピュータ72に設けられる。コンピュータ72は、例えば、陰極線管モニターの如き適当な表示装置76上の復調された信号の表示を制御し、あるいは所要の記録を生じるように適当なプリンタを制御する。

プリンタまたはコンピュータの表示を用いて走査されたイメージを再生する場合、走査イメージの濃度の如き特性はグレースケール・レベル（即ち、高い密度に対しては暗く、低い密度に対しては明るく）を用いて再生されるか、あるいは「擬似カラー」イメージが特性を表わすカラー・スペクトルにおける青から赤のカラーで生成される。更に、コンピュータ72は、復調されたエンベロープ信号

における種々の問題点を検出し、また測定を行いあるいはこのような検出に基いて他の有効な決定を行う。コンピュータ72は、適当にプログラムされた標準的なプロセッサでよく、あるいは特殊目的のプロセッサが所要の機能の一部または全てを実施するため提供される。

ある実施例においては、図1Aに示されるOCDRが用いられ、コーナー・キューブ42が中間的であるが均一な速度で機構46により走査される。本論の目的のために、コーナー・キューブまたはミラーの運動により生じるドブラー周波数シフトが無視し得ないが、システムに対する主たる低周波ノイズに該当するに充分なだけ中間的な走査速度について考察する。ノイズ・スペクトルは、光源12、機械的構成要素および電気回路における変動の結果生じるノイズを含む。高い走査速度は、ドブラー周波数シフトが主たる低周波ノイズより高い速度である見做される。ドブラー・シフト周波数はコーナー・キューブ42の変位から結果として生じ、コーナー・キューブの場合、式： $f_D \sim 4V/\lambda$ により与えられる。ここでVは、キューブが所与の時間に移動される速度、 $\lambda$ は光源Nの光波長である。コーナー・キューブが使用されない場合は、 $f_D \sim 2V/\lambda$ となる。このように、ミラーが変位される時揺動を補償することに加えて、コーナー・キューブはまたドブラー・シフト周波数を倍増し、機構46の所与の速度Vに対する有効走査行程を増加する。

ドブラー・シフト周波数が実質的にゼロであるように歩進状の縦方向走査が行われるか行われぬ場合を含む、このドブラー・シフトがノイズの低減のため必要な帯域幅より小さい場合、別の変調が変調周波数を主たるノイズ・スペクトル以上にシフトするために必要とされる。図1Aにおいて、これは、圧電トランスジューサ34の使用により正弦波位相変調を生じることにより行われる。図1Aでは別の変調が試料経路26における発振器またはトランスジューサの使用により誘起されるが、このような変調は基座アームまたは経路30においても生じることができる。端部ミラー44の相等する圧電変調もまた使用することができる。更に、圧電トランスジューサ34に加えて、このような付加的な変調に必要な小さな運動が、電磁要素、静電要素、または小さな略々正弦波形運動を生じ

るための当技術において公知の他の要素を用いて達成可能である。

あるいはまた、図1 Aに示されるように、このような付加的な変調は、音響光変調器(AOM)を介して光を基準アームおよび(または)試料アームに通すことにより達成可能である。このような変調器は、光ビームの周波数シフトを生じ、またこれによりビームをシフトするドップラー・シフトと略々等価である効果を生じる。このような音響光変調器は、ある場合には、ミラーまたはコーナ・キューブの運動の代わりに用いることができる。図1 Aに示される如きバルク光学装置であり得、あるいは比較的小さい直線の光ファイバAOMでもよいAOMは、キャリア周波数を有効に増加させて高速度走査を可能にする。このような目的のためには1つのAOMで充分であるが、図1 Aに示されるように2個のAOMを使用することができる。2個のAOMに対する理由は、AOMが通常はこのような用途に要求されるよりもはるかに高い周波数で駆動されること、検出周波数が2個のAOMを異なる周波数で駆動することにより所要の周波数へ下げられることであり、検出器の周波数は元の周波数であるためである。

要素34から、あるいは光経路長さを要調する他の適当な手段からの付加的な変調は、周波数 $f_0$ であり、この変調器の共振周波は、ピーク・ピーク振幅運動または光遅れの変化が光源12の波長 $\lambda$ の略々半分であるように変化される。付加的な変調音調ドップラー・シフト周波数の合成効果は、出力エンベロープを要調周波数 $f_0$ 、 $f_0 + f_1$ 、 $f_0 - f_1$ 、および $f_0 \pm f_2$ のより高い周波数にさせる。 $f_0$ は通常はノイズ・スペクトルおよびアライアング問題を克服するに充分な高さになるように選定される。

光検出器54からの出力の復調は、通常は $(f_0 \pm f_1)$ および(または) $(f_0 - f_1)$ における。例示の目的のため、復調が $(f_0 + f_1)$ におけるものと仮定する。このため、帯域通過フィルタ58に対する中心周波数は、周波数 $(f_0 + f_1)$ に対してセットされる。フィルタ58に対する帯域幅は、信号の拡張および歪みを避けるため、受取られる信号の半値全幅(PWHM)帯域幅の略々2乃至3倍でなければならない。低域通過フィルタ64の帯域幅は、典型的には帯域通過フィルタ58のそれと略々同じである。結果として生じるドップラー・

シフト周波数が主たるノイズ・スペクトルよりも高くなるようにキューブ42が移動しつつある速度が充分に高い速度を有し、かつ横方向走査が信号のアライアングを生じないように充分に広い間は、変調器34、38、40の如き装置による付加的な変調は不要であり、このことは開かる広帯域の故に2次元または3次元の走査ではあり得ない。

この点に対して論述した実施例では、キューブ42の走査は少なくとも走査間隔では一定速度であった。しかし、サーボ制御される一定速度の機械的装置により達成できない高い反復率での非常に高い速度の走査の場合は、非周期的(正弦波)駆動される機械的アクチュエータをキューブ42またはミラー44の駆動のために使用することができる。これらのアクチュエータは、機械的アクチュエータ・システムの非共振周波数で電磁気的または電磁気的に駆動することができる。正弦波駆動を許容するために要するシステムに対する調整については、図1 Cに関して後で論述する。あるいはまた、より高い速度の走査が要求される場合は、走査を行うために機械的手法の代わりに光電気的手法を用いることができる。例えば、光経路を変更するために音響光変調器または他の光電気変調器を用いることができる。しかし、このような装置は現在では高価であり、範囲が制限されており、従ってこのような装置はほとんどの用途に対しては選好されない。

図1 Bは、縦方向のレンジ情報、光コヒーレンス領域反射法ではなく光周波数領域の反射法により得られる本発明の別の実施例を示している。同図では、また残りの図においては、共通の要素を示すために同じ参照番号が用いられる。要素が僅かに変更された図における共通要素を示すためにはプライムを付した番号が用いられる。

図1 Bは、当技術において公知の多くの方法の1つにおいて周波数変調可能なスペクトル的にコヒーレントな光源79を用いる光周波数領域反射計を示す。光源79は、信号発生器78により線形FMチャープの形態で周波数変調される。光源79からの出力は、図1 Aに関して述べた同じ光経路を通過して走査/試料組立体28および増幅ミラー44に至る。光経路の長さの変化は縦方向走査の実施

のため本発明の本実施例のために用いられないため、図1 Aに示した基準組立体の図は不要であり、変調器34、38および40もまた同様である。レンズ36の如きレンズは必要であるかあるいは不要である。

組立体28における試料および基準ミラー44からの反射光は、光ファイバ結合器22において合成されて光経路50を経て広帯域光検出器52へ送られ、ここでこれらの光は光学的に干渉する。広帯域光検出器52および相互インピーダンス増幅器55は、検出された信号を増幅するため使用される。検出された干渉は、試料の反射と基準ミラー44からの反射との間で差の経路長さに比例するRF周波数を生じる。電気的プロセッサ81においてこのような周波数情報に空間情報へ変換する当技術において公知の種々の方法が存在する。これらは、逆フーリエ変換手法による波形レコーダの使用を含む。線形性、スペクトル・コヒーレンス、変調帯域幅および周波数偏流を確保することの要件およびその手法は全て当技術において公知であり、かかる手法は図1 Bの実施例において用いることができる。プロセッサ81からの出力は、A/Dコンバータ70を用いてデジタル化され、図1 Aに関して述べた方法でコンピュータ72により処理される。プリンタおよびディスプレイは、図1 Aに示された実施例に対する如く、本発明の本実施例に対して提供される。適当な修正により、本発明の教示もまた線形的にチャープされた強さを修正した光源を用いて実施することができる。

先に述べたように、アクチュエータ46が正弦波形または他の非線形速度特性を有する場合、ドップラー・シフト周波数 $f_0$ はもはや一定ではなく、復調器56をこのキャリア周波数の変動に対応させねばならない。この目的を達成するための少なくとも2つの方法がある。いずれの場合も、図1 Cにおけるシステム10、Cに対して示した如く、出力線87がアクチュエータ46における位置センサから設けられる。簡単にするため、同図における基準組立体はアクチュエータ46により縦方向に移動される増幅ミラー44として示される。線87における位置は、通常アクチュエータの位置、このためミラー44に対する位置の関数として変化するが、位置センサ出力もまた電流で変化する。センサがデジタル出力を生じるならば、線87はA/Dコンバータ70を介することなくコンピュ

ータ72に接続される。コンピュータ72で受取られる強さおよび他の入力が入力における走査位置と相関させられるようにアクチュエータ46が非線形速度特性を有する時、線87における信号が要求される。このような相関関係は、位置が入力が受取られる時から決定できる線形走査では必要とされない。

より簡単な手法では、帯域通過フィルタ58および低域通過フィルタ64に対する受入れ帯域が増やされて、ミラー44の正弦波形運動の大きな部分にわたリドップラー・シフト周波数 $f_0$ における変動を許容する。これらの変動は、Vにおける変動と共に $f_0$ が同様に増加する故に生じる。このように増やされた復調器の受入れ帯域幅は、ノイズの受入れの増加を導き、これにより低下した検出感度を結果としてもたらす。しかし、この手法は簡単であり、検出感度の要件が厳しくない場合に用いることができる。更に、受入れ帯域幅のこのような増加は、信号帯域幅 $\Delta f_{\text{signal}}$ が既に $f_0$ に対して大きい時は比較的小さく、この状態はコヒーレンス長さが非常に小さい時に生じる。

図1 Cは、復調周波数がスーパーヘテロダイン・システムを用いて周間的なドップラー・シフト周波数に動的に同調される第2の手法を示している。アクチュエータ即ち駆動機構46におけるセンサは、電圧調節増幅器95に与えられる前に利得回路91およびバイパス回路93により修正される線89における速度依存電圧を生じる。増幅器95からの出力は、増幅器55を介して検出器52からの出力により回路97において変じられる。VCCの95に与えられる信号の利得およびバイパスは、乗算器97からの出力における要調周波数が帯域通過フィルタ58に対する中心周波数として選択される所要の中心周波数において実質的に一定であるように調整される。図1 Aの実施例におけるように、フィルタ58の帯域幅はピーク信号の帯域幅の2乃至3倍にセットされ、線87における位置センサ出力の必要を除いて、検出および処理の残部は図1 Aに関して先に述べたものと略々同じである。

図1 Dは、光ファイバではなくバルク光学系が用いられること、および異なる波長である2つの光源12 Aおよび12 Bを提供することにより空間特性を顕著する能力が強化されることを除いて、図1 Aと似たシステム10 Dを示す。多数

の波長オプションがバルク光学系の実施例に関して例示の目的のため示されるが、多数の波長もまた光ファイバの実施例で使用できかつ使用できることが望ましいことを理解すべきである。光源12Aおよび12Bは、異なる波長で動作するよう設計された同じ形式の光源でよく、あるいは異なる形式の光源でもよい。光源12Aおよび12Bからの出力は結合器60において組み合わせられ、その出力は結合器59に与えられる。結合器59に対する他の入力、レーザ18、例えばヘリウム・ネオン・レーザからの出力であり、その利得は整合目的のためにのみ使用される。結合器60および59は、例えば、2色ビーム・スプリッタ、偏光ビーム・スプリッタまたは通常のビーム・スプリッタでよい。

結合器59からの出力は、ビーム・スプリッタ61および65へ与えられる。ビーム・スプリッタ61は、その入力の一部をレンズ36を経てミラー44へ与え、また光線をビーム・スプリッタ65へ通し、このビーム・スプリッタがこの光線を通すレンズ82を経て試料84へ与える。ミラー44からの反射は、レンズ36、ビーム・スプリッタ61およびミラー67を介して相互干渉結合器69へ与えられる。ミラー44およびレンズ36は、図1Cに関して述べた機構46'の如き機構により運動させられる変位段の一部である。先に述べたように、このような変位が主たるノイズ・スペクトルより下方の「 $\alpha$ 」の如き速度で行われるならば、例えばミラー44を振動器75の制御下で振動させられる圧電結晶63へ取付けられることもまた必要である。これを実施するための他の方法については先に述べた。試料84からの反射は、レンズ82およびビーム・スプリッタ65を介して相互干渉結合器69へ与えられる。

結合器69からの出力は、整合目的のため使用されるCCDカメラ71へ与えられ、またレンズ73を介して光検出器52へ与えられる。検出器からの出力は、2つの別個の経路を介して与えられる。各経路は、所与の光源12に対するドップラー・シフト周波数「 $\omega$ 」と対応する中心周波数を持つ帯域通過フィルタ58を含む複調器56A、56Bを含んでいる。「 $\omega$ 」が光源の波長の関数として逆方向に変化するため、各複調器は適当な光源の波長と対応する信号のみを復調して、2つの光源波長から結果として得る出力を分けることを許容する。対応するA-

Dコンバータ70を介して与えられた後、この2つの出力はコンピュータ72へ与えられて、これにより適当に処理される。

あるいはまた、検出器52は各損失の波長に対応して設けられ、この場合各光検出器の前には適当な通過帯域を持つ適当な波長のみを伝送する光波長フィルタが設けられる。ビーム・スプリッタは、複調器を検出器出力側に置いて光波長フィルタの前設けられる。

図1Dおよび先の論議においては僅かに2つの例々の信号Aが示されたが、このことは本発明に対する限定ではなく、より多数の光源および検出器（およびまたは）複調器回路を適当な用途のため設けることができる。

例えばシステム10Aまたは10Dの動作を説明する目的のため、試料84が人間または動物の患者の目であると仮定しよう。測定が行われる時、重要である3つの整合が存在する。第1に、ビームは所要の角度で試料に進入するように試料に対して整合されねばならない。この角度は、通常は目の隅の角度と直角をなす角度である。第2に、ビームは問題となる試料領域上に側方に配置されねばならない。これは、ビームの側方位の対照点である。最後に、ビームは目における問題のレベルで集束されねばならない。これらの整合機能の各々を實施するため多数の手法が用いられる。

特に、所要の入射角度を得るために多数の異なる手法を用いることができる。ビームが側方位即ち、反射される面に対して直角となる反射が一般に実質的に最大化されるため、整合を達成する1つの簡単な方法は、プローブ80、ビーム・スプリッタ65またはレンズ82および（または）試料（即ち、患者の目）の位置即ち角度を調整することであり、基準アームを固定して試料からの反射を検出することである。このため、検出された反射のエネルギーが最大となる整合は、所要の整合角度となる。通常は、この手法を用いて比較的迅速に所要の角度を見出すことが可能である。

角度の整合を達成するための第2の手法は、基準アームが固定されないことを除いて第1の方法と似ており、通常の読みがシステムから行われると、整合は出力を最大化する整合が得られるまで手動により調整される。

第3の方法は、ビームの整合を検出するためビームが反射される方向に見ることである。これを直接行うことは、特にファイバを用いる時に難しいため、このような決定は一般に、試料からビームの位置を測定することができるCCDカメラ71（図1D）の如き装置に対して反射されるビームの一部を指向するビーム・スプリッタを提供することにより行われる。この装置は、ビームが試料に対して適正に整合される時カメラにビームが当たる地点が決定されるように、最初にシステムにより較正される。次いで、動作において、先に決定された地点におけるCCDカメラにビームが当たる整合角度が得られるまで試料およびプローブを調整することができる。

側方位の整合は、この時手動により最もよく行われる。この操作を行うために、レーザ18が投入される。光源12は、この操作のためにはオンの状態でもオフの状態でもよい。レーザ18は、ビームが当たる目の側方位の狭いビームの視覚的表示を行い、次にビームが所要の位置に当たるまでプローブ・ビームまたは患者のいずれかの位置を手動により調整される。光源12からの光が可視帯域にあるならば、レーザ18は必要がなく、光源12からの光を整合のため使用することができる。

読みを行うため用いられる集束円錐角が、できるだけ大きな開口数（円錐角）を持つことの要求度を、後方散乱または反射された光が有効にファイバ（あるいは、ファイバが用いられない場合他の光経路26）へ戻るよう接続されるフィールドの所要の縦方向範囲即ち深さが得られることに対して均質化することにより決定される。大きな開口数は、試料面上の斜入射を生じるための、また戻る光線が広い立体角にわたって分散される後方散乱の測定のための角度整合の厳密さを緩和し、広い円錐角はファイバに対する結合を増す。しかし、大きな円錐角は縦方向の範囲を減少する。このため、開口数即ちFナンバーは、測定が行われるべき目または他の試料における領域の縦方向の範囲に等しい視野の深さと対応するように選定されるべきである。この論議の目的のために、視野の深さはファイバに対する背面結合効率が半分に減じる焦点面からの縦方向距離として定義される。

他の整合における如く、試料および（または）プローブは、システムが試料内即ち目の内部の所要の点に集束されるまで相互に移動される。レーザによる場合でも、焦点の視覚的決定は難しいため、合焦を行う望ましい方法は、例えばディスプレイ76上に得られる出力でシステムを操作することである。後で論議するように、このような出力におけるある高い調幅点は、特定の目または目における移動を表わし、焦点はこの移動が定常における所要の点において生じるまで調整することができる。

整合が一旦行われると、システムは所要の測定を行うように用いることができる。このような測定を行うため、測定レーザ18がオフにされ、光源12がオンにされる。既にオンでなければ機構43または43'もまたオンにされて、キューブまたはミラーの所要の運動を生じる。機構43、43'が十分に高い速度で運動しなければ、圧電振動器34または63をオンにすることも必要である。

先に述べたように、光源12は、当たる低コヒーレンス長さがスペクトル的に広くなければならない。このため、略々10 $\mu$ mのコヒーレンス長を持つ先に述べた形式の光源の場合は、10 $\mu$ mまでの空間的な分離、従って分解能が得られる。これは、他の現在入手可能な装置において得られるものよりもはるかに高い分解能である。

経路の長さ26、30は、最初は試料28における所要の初期走査深さにおいて集束されるビームと等しい。ミラー44（または、キューブ42）がレンズ36から遠ざかるように移動されるに伴い、経路長さが等しい試料における点が試料内の連続的に増加する深さまで走査される。走査における各点において反射が生じ、光が通過する物質に対する屈折率およびかかる屈折率の境界線の関数である光の散乱が生じる。干渉縞は、試料における地点までの経路長さ（L<sub>1</sub>）と電磁ミラーの位置までの経路長さ（L<sub>2</sub>）との間の差が光源のコヒーレンス長さ（CL）より小さい（即ち、L<sub>1</sub>-L<sub>2</sub><CL）試料における深さ点に対して生じる。従って、光源のコヒーレンス長さが得られるシステム上の深さ点に対して生じる。これは、コヒーレンス長さをできるだけ小さく保持する理由である。

結合器22または69からの干渉出力は、このように試料内の特定深さで得ら



れる反射または散乱を要せず、走査中に得られる連続的な干渉計出力は、走査深さにおける媒体の散乱特性に従って、反射が通常最大となる試料内の光学的接触点におけるピーク値を持ち、予め定めたパターンにおけるある小さいピークを持つ図2Aに示されるものの如きエンベロープ信号を形成する。

ミラーが速度Vで走査されつつある時、周波数 $1/\lambda \sim 2V/\lambda$  (コーナー・キューブが移動される図1Aの場合は、 $\sim 4V/\lambda$ )を有するドップラー・シフト周波数は、図2Bにおける強さの出力の小さな部分について示される如くエンベロープ信号に重ねられる。但し、Vはミラーが移動される速度、 $\lambda$ は光源12の波長である。図2Cは、復調後のこの同じ出力部分を示している。

先に示した式から、ドップラー・シフト周波数が光源12の波長に依存することが判る。このため、2つの異なる光エネルギー2Aおよび12Bが提供される図1Dに示した実施例の場合は、結合部89からの干渉計出力は異なる波長における散乱および反射における逆の関数である2つの異なるエンベロープを含み、各干渉出力が異なるドップラー・シフト周波数で変調されることになる。このため、先に示したように、各復調部58における帯域通過フィルタ58は、ドップラー・シフト周波数の別の1つに対する中心周波数および帯域幅を持つように選択され、あるいは多数の検出器による光の補波が用いられてこれら2つの信号の検出および分離を可能にする。

2つ以上の異なる波長における干渉計検出を行うことができることは、特異な利点を提供する。これらの利点は、種々の試料素材の吸収、反射および他の光学的特性が波長と共に変化するという事実から起生する。このため、2つ以上の波長における測定を行うことにより、波長に依存する吸収および散乱の如き試料の光学的特性のスペクトル特性を許容する。特に、後方散乱の対数減衰率は、異なる物質に対しては異なり、ある所与の物質では、波長と共に変化し得る。物質からの異なる波長における後方散乱パターンを観察することにより、またおそらくは試料の面からの後方散乱または反射減衰の平均率を観察することにより、この所与の物質に関する情報または種々の物質特性が得られる。種々のスペクトル特性の測定は、それ自体が問題となり、また2つの試料層、例えば類似する光学的特

性の故に1つの波長測定では弁別することが通常は困難である2つの組織層の間を弁別するためにも使用される。特に、不整合の如き見かけ上の効果は、境界を更に容易かつ正確に識別することを可能にするように補償される。基本的には、このような境界は、絶対値ではなく比で調べることににより識別される。

図3Aは、図1A～図1Bの組立体28に対する1つの比較的簡単な実施例を示す。この実施例では、ファイバ26はプローブ・モジュール80で終る。このプローブ・モジュールは、1つ以上のイメージ形成レンズを含み、ファイバ26の出力と走査される試料84との間に位置された1つのレンズ82が図に示されている。適当な線形変位段または他の機構86が、2次元走査を行うためプローブ・モジュール80を試料84に対して横断方向または側方に移動させるように接続される。同様な機構(図示せず)が、試料84の3次元走査を行うためプローブを横断方向または側方の前記とは別の方向に移動させるため設けられている(以下本文においては、時に横断方向および側方走査はまとめて横断方向走査と呼ばれる)。機構86は、ステッピング・モータあるいは他の適当な位置決め機構であり、コンピュータ72(図1)によるか、あるいは試料84における走査の位置がコンピュータにより知られるようにコンピュータ72に位置決め情報を提供する位置決めコンピュータにより制御されることが望ましい。あるいはまた、プローブ・モジュール80は静止状態のままであり、試料84は矢印88で示される如く所要の多次元走査を行うため1次元または2次元で変位させることができる。更に、先に述べたように、プローブ・モジュール80または試料84は、走査のための縦方向位置を生じるように適当な変位機構により縦方向に移動することができる。これは、コーナー・キューブまたは偏振ミラーの移動の代わりにあるいはこの移動と関連して行われることになる。

図3Bは、プローブ・モジュールが第1のコリメーティング・レンズ90と、時に瞳孔面と呼ばれる面内の1つ以上の軸の周りに検出計または他の適当な機構100により回転することができる変向ミラー92と、2つの屈折率集束レンズ94、96とを含む本発明の別の実施例を示している。この試料は、目84'として示される。図3Bでは、焦点は目84'の後方またはその付近にあり、ピー

ムは、ミラー92が傾斜88および(または)これに直角をなす傾斜の問題で機構100により回転させられる時、目の背面に附って異なる地点を走査するため略々傾斜レンズの位置における目のノード点の周りに傾動させられる。この場合もまた、ミラー92の位置は適当な方法でコンピュータ72に対して通信される。

更に、先に述べたように、コーナー・キューブ42が機構46によって移動される時、検出が生じる目84'における縦方向または深さ地点が変化させられる。しかし、図3Bに示されるように、目における光ビーム102に対する焦点深さは一定のままである。このため、所与の深さの走査の多くは、ビーム102が能取りが行われる地点に対して焦点が外れる。この問題を克服するため、走査機構46と同期されかつ集束レンズ90を光が通る方向と平行な方向に移動させる走査機構104が提供される。これは、試料84'におけるビーム102に対する焦点深さにおける変化を生じる。ドライブ46および104が同期されると、目84'におけるビーム102の焦点は、各時点において目で走査される地点と実質的に等しくさせることができ、測定およびイメージ形成のための最適な解決法を提供する。焦点を縦方向に変更するための技術において公知の他の手法もまた、焦点と検出点を同期させるために用いることができる。

図3Bにおいて、1つの瞳孔面内で1つまたは2つの横断方向次元で走査が行われる。図3Cは、2つの1次元走査ミラーが用いられ、別の走査ミラー106が第2の瞳孔面内に設けられ、このミラーが検出計または他の適当な機構110により軸108の周りでミラー92の回転方向に対して四角の方向に走査される。ミラー106から反射された光は、レンズ112、114を通して目84'の瞳孔を通して目における選定された焦点に達し、この焦点は3次元で変換し得る。図3Bおよび図3Cにおけるこの検出計で駆動されるミラー92および106は、回転する多角形ミラーまたは他の位置決め装置により置換することができる。先に述べた実施例における如く、位置に関する情報は、適当なイメージ形成および処理を可能にするためコンピュータ72へ通信される。

図3Dは、組立体25の更に別の実施例を示し、これにおいては、瞳孔面内の

ミラー92が適当な回転運動機構95により軸93の周りに回転させられ、またそのピッチがピッチ変更機構97により変更される。その結果、目84'の円形走査を生じ、円の大きさ(即ち、直径)がミラー92のピッチ角に従って走査される。図3Dの機構は、例えば、患者の目の感光神経頭を走査するため用いることができ、この走査は2次元走査を提供するように処理される。機械的な指向機構について先に述べたが、当該技術において公知である光電指向機構もまた用いることができる。

図4Aおよび図4Bは、組立体28に対する更に別の実施例を示し、これにおいては、ファイバ26が傾斜点103を介して静止ハウジング105に取付けられる鞘部101に埋設される。鞘部101はハウジング105に固定された機構107上に設置し、この機構は例えば圧電結晶、ステッピング・モータ、電圧アクチュエータ、静電アクチュエータなどであり、機構107が鞘部101を移動させるに伴い、ファイバ26の先端部は縦方向に移動させられる。この運動は、目84'における固定された進入点(図4A)の問題で針角走査、従って目の焦点面における横方向走査か、あるいは試料84の如き試料(図4B)に附う横方向走査のいずれかにレンズにより変換される。レンズ109は、縦方向走査を制御するかあるいは試料84における集束を図1A～図1Bに関して前に述べた方法の1つにおいて行われる縦方向走査と同期させるため、図4Bにおける縦方向に運動し得る如く示される。必要に応じて、傾動部103は取除くことができ、その結果鞘部101は、ある角度方向に運動する代わりに機構107の動作の結果として上下に直線的に運動する。

図5は、プローブ・モジュールが、血管、食道などの如き管状構造120のイメージ形成を行うために使用される血管内視鏡または内視鏡の一部である別の実施例を示している。ファイバ26の遠端部は、外側鞘部124の内部に回転自在に支持される内側鞘部122に埋設されている。内側鞘部122は、ファイバ26の遠端部に形成されたレンズ126を有し、外側鞘部124の端部を越えて延長する付向ミラー面128で終っている。プローブ・モジュール121は、血管壁を1次元で走査するため、血管壁120に附って(即ち、矢印130の方向に)

側方に手動あるいは適当な駆動機構により移動させられ、一部をなすミラー128を含む内視鏡部122は2次元で血管壁を走査するため外側部124に対して回転させることができる。機構46の制御下でのコーナー・キューブ42の運動は、血管壁の深き次元での走査を生じて3次元走査を行い、あるいは深き次元におけるかかる走査は先に述べた手法の1つによって達成される。図5に示される実施例の場合は、経路26および30に対して所要の等しい長さを維持するためには、プローブ・モジュール121が血管壁に沿う方向130で実質的な距離だけ移動するため、ファイバ26は最初ある曲の端みを与えることができ、あるいはこの方向の運動を許容するためカール即ちコイル状にすることもできる。

図6に示される内視鏡プローブ140は、ファイバ26の遠端部のレンズ90と、検流計で制御するミラー92と、図3Bにおける対応する要素と同じ方法で機能し略々同じ機能を生じる集束レンズ94とを有する。レンズ94からの出力ビーム142は、光ファイバ束144における1本以上の単一モード光ファイバに与えられる。ビーム142が与えられるこの光ファイバ束144は、ミラー92の走査位置に依存する。ファイバ束144の遠端部では、束144からの出力がレンズ146、148をへて試料84へ送られる。試料84における走査ビーム150の横方向位置は、ビーム142が与えられる束144におけるファイバと共に変化し、このためミラー92の位置と共に変化する。ビーム150は、このように、ミラー92の回転により試料84を横切って直線的に走査される。ミラー92が2次元で走査されるか、あるいは図3Cの3次元走査機構のレンズ112からの出力がレンズ94からの出力の代わりに用いられ、光ファイバ束144が1次元ではなく2次元にファイバを有するならば、ビーム150は試料84の表面を横切って2次元パターンで走査させられて、3次元走査を行うことを可能にする。

図7は、本発明の教示を用いて構成される更に別の内視鏡プローブ・モジュール160を示す。本例では、ファイバ26の遠端部はばね162により部124の内腔部に接続されている。ばね162は圧電トランスジューサ164、あるいは部124の腔部に沿って伸びる電線166によりドライバ168に接続さ

図8Cは、本発明の教示の実施において用いられる更に別の走査パターンを示す。この走査パターンでは、試料における縦方向位置が、例えば端部ミラー44の位置を選択された位置へ歩進させることにより前に述べた縦方向の位置決めのための手法の1つを用いて制御され、次いで試料におけるこのような深き即ち縦方向位置において縦方向の1次元または2次元で走査が行われる。一旦このような走査が完了すると、走査は同じ深さで反復されるか、あるいは縦方向位置の制御が以降の走査を異なる深さで行わせるように歩進状に進められる。各深さレベルにおける走査が1次元ではなく2次元で行われ、このような2次元走査が全ての選択深さではなく1つ以上の選択深さでのみ行われることを除いて、この3次元走査が図8Bのそれと似ていることに注意すべきである。

以上の記述において、横方向次元における走査パターンは直線を用いて行われる必要がない。湾曲即ち円形走査パターンは、湾曲しない特定面に沿って深きおよび断面のイメージ情報を得ることが要求される場合に用いられる。図3Dおよび図5の走査実施例はこの点を示している。

ここまで述べてきた本発明の実施例におけるあり得る1つの望ましいことは、試料の完全な2次元または3次元走査がかなりな時間を要することである。これはある機能的または半導体試料の如く時間と共に変化しない試料に対しては受入れられるが、時間と共に急速に変化する生物試料に対しては受入れられない。図9は本発明の別の実施例を示し、この実施例ではこの問題は、多数の光源12A〜12Cおよび多数の検出器52A〜52Cを用いるが1つの可動基準ミラー44を用いて試料を並行に走査することにより克服される。各光源12A〜12Cに対しては個々の光源が提供され、あるいは1つ以上の光源からの光線が所要数の光源を提供するため分けられる。同様に、多数の基準点が設けられる。多数の検出器52A〜52Cからの出力は、コンピュータ72へ与えられる前に特殊な処理回路180により処理される。少数の並行走査が行われる場合は、このような光源を何方に走査することも依然必要であろう。例えば、図9における試料84に与えられる各ビームまたは3次元の走査を行うように図に対して出入りする方向に走査することもできる。あるいはまた、並行走査は3次元で行うことも

れる当技術において公知である電磁アクチュエータ、静電アクチュエータまたは他のアクチュエータ上に設置してこれにより振動させられる。ファイバ26の横方向運動は、屈折率が変化するレンズ(GRINレンズ)または他の適当なレンズ172に与えられる光ビーム170の対応する横方向運動を生じる。レンズ172からの出力光ビームは、試料84の横方向走査を生じる。

血管内視鏡/内視鏡プローブの3つの異なる形態が図5乃至図7に示されるが、本発明の教示を用いて他の血管内視鏡/内視鏡プローブ・モジュールに内側または外側の光学系を設け、ファイバ自体または外側レンズまたはミラーの運動を与え、また用途の応じて異なる走査パターンを用いることができる。

先に述べたように、本発明の種々の実施例に対する典型的な走査パターンは、プローブ組立体を試料に対して選択された横方向位置に配置させ、図1A〜図1Bに関して述べた機構46または他の縦方向走査機構を所与の横方向位置における縦方向または深き走査を完了するように動作させることである。この横方向位置は、例えば図3〜図7に関して述べた方法で変更され、深き走査は、新たな横方向位置で完了される。このプロセスは、全ての所要の横方向位置で走査が行われるまで繰返される。これは、図8Aに示される走査パターンである。

しかし、図8Aに示される走査パターンは高速の縦方向走査を必要とする。先に述べたように、ある実施例においては、この縦方向走査は、回路56(図1A)において復調することができる均一なドップラー・シフトを生じるためには、一定速度に行うことが望ましい。しかし、非常に高速の一定速度走査は達成が難しい。従って、横方向走査のための一定速度に関する要件が比較的少ないため、また共振するように駆動される検流計またはファイバ反射器を横方向走査の非常に高い速度を生じるため使用することができるため、図8Bに示される如き走査パターンは、特に大量の横方向点がイメージに対して用いられる時に望ましい。図8Bにおいて、完全な横方向走査が縦方向位置部に行われる。換言すれば、例えば図3Aによれば、機構86は機構46(図1A)の各位点毎に完全な1サイクルを実施することになる。このような走査パターンでは、機構46は連続的に回転させられるのではなく歩進運動させることができる。

できる。電子の処理回路180の容量が充分であるものとして、ビームの別の側方または横方向走査が必要でないように、2次元または3次元における充分な回数の並行走査を行うことができる。並行走査はまた、図1Bの走査技術を用いて行うこともできる。

図10は、過大な強さのノイズが存在する場合に用いられる1つの可能な均衡された受信機の実施例を示している。この実施例では、2個の光検出器52Aおよび52Bが過大な強さのノイズを除去するため当技術において公知の方法で用いられ、このノイズは減算回路182において打ち消される。本例では、試料およびコーナー・キューブ42の2面からの反射から入力を受取る別の光結合器184が提供される。均衡化された検出を行うための当技術において公知の他の多くの技術もまた使用される。図10に示される本発明の実施例の動作は、他の点では例えば図1Aに関して述べたものと同じものである。

横方向走査パターンを有する実施例においてあり得る問題は、これら実施例が必要とする高い横方向走査速度では、使用される信号帯域幅が非常に大きいため、この信号のアライアングがイメージに生じ得ることである。信号のアライアングは、例えばドップラー・シフト周波数( $f_d$ )で変化した所与のイメージに対するイメージ強さにおける変動を含む。このようなアライアングの1つの補償方法は、1つの試料において多数の走査を行い、各走査の結果をメモリー74に格納して、コンピュータ72において種々の走査からの値を平均化してアライアングの変動を取除くことである。アライアングを取除く他の望ましい方法は、先に述べた手法の1つを用いて信号帯域幅より高い変調を得ることである。

図11は、波長折を検出するため偏光を用いる本発明の別の実施例を示す。本発明のこの実施例では、光源12からの光が、偏光を含む(高い屈折率の)ファイバ194へ与えられる前に、1対のレンズ192間に挟持された偏光器190において偏光される。例示の目的のため、偏光器190は光源12からの光を縦方向に偏光する如く示され、縦方向の偏光はファイバ194のモードの1つである。ファイバ194は、偏光を含むファイバ198、200に対して縦方向に偏

光された光を出力する偏光を含む結合器196に結合される。ファイバ198は集束レンズ202で終り、このレンズからの光出力は4分の1波長遅延プレート204を介して試料84'へ与えられる。プレート204は、円偏光された光が試料84'に入射するように配置され、偏光されたゼロ次または低次のプレートであることが望ましい。試料の複屈折が存在しない場合は、プレート204はこれを透過してファイバ198へ進む反射光を横方向偏光に変換する。偏光に従って光を異なる速度で前に伝搬させる試料の複屈折が存在する時は、複屈折を生じる試料構造を望みあるいはこれより深い試料層から反射された光は、一般に横円偏光状態でファイバに戻ることになる。

基準アームにおいて、ファイバ200における縦方向に偏光された光はレンズ202および4分の1波長遅延プレート210によりミラー44に対して集束される。これもゼロ次または低次であることが望ましいプレート210は、ミラーに与えられる光が横円偏光され、ファイバ200へ戻されるミラーからの反射は等しい横方向および縦方向成分を持つ直線偏光状態にあるように配向される。試料および基準反射は結合器196において干渉縞と再び合成されて偏光を含むファイバ212へ与えられる。ファイバ212は、偏光ビーム・スプリッタ216に向いたレンズ214で終り、ビーム・スプリッタからの横方向に偏光された光は検出器52Cへ与えられ、ビーム・スプリッタからの縦方向に偏光された光は検出器52Dへ与えられる。レンズ214および偏光ビーム・スプリッタ116は、ファイバ偏光ビーム・スプリッタにより置換することができる。

共に同じドップラー・シフト周波数にある2個の検出器により検出された干渉信号は、複調器56とA/Dコンバータ70において個々に処理されて(図々の複調器およびA/Dコンバータは図11に単一のユニットとして簡略に示される)2つの干渉信号と、1つの横方向偏光成分11と、1つの縦方向偏光成分12を生じる。これらの信号は、コンピュータ72へ与えられ、ここで試料光路における周囲複屈折遅延 $\delta$

$$\delta = \arctan \left| \frac{I_2}{I_1} \right|$$

を決定するために、また試料反射のための振幅 $|I_1|$

$$|I_1| = |I_1| + |I_2|$$

を決定するために使用することができる。

このように、2つの検出器出力の相対的振幅および位相を測定することにより、試料の主軸に沿った相対位相の遅延についての情報は試料の深さの関数として得られる。

複屈折は、網膜の神経繊維層の如き目における構造、ならびに他の高次の生物組織、水晶体および他の構造物において観察される。10乃至20 $\mu$ mの目の神経繊維層の厚さにおける変化は網膜内における著しい間隔の変化であり得、また感光神経節の放血および他の視野の喪失の進行を見ることが出来る。網膜の厚さを測定するための従来の技術の手法は、単に40 $\mu$ m程度の分解能を持つに過ぎなかった。しかし、図11に示される装置は、10 $\mu$ mの分解能で複屈折を生じる網膜神経繊維層の厚さを検出することができる。網膜神経繊維層(RNFL)の内部からの後方散乱は、RNFLの内部からの後方散乱の屈折の遅れが他の複屈折面に対する遅れと共に増加する故に、識別することができる。複屈折の遅れが変化する深さの範囲はRNFLの厚さであり、複屈折の遅れの変化率(RNFLの厚さで除した全遅れ)はRNFL内部の神経線索密度の測定値を提供することができる。RNFLより深い層からの後方散乱および反射は、一定量の複屈折遅れを得ることになる。

このような神経繊維層の測定を行う能力は、網膜内の早期の検出および網膜内の損傷の進行の客観的な評価に顕著な利点を提供する。このため、網膜構造からの弱い後方散乱信号を測定することができると共に、網膜の全厚さのみならず構成する下位層の厚さの直接的な検出もまた生じることが可能である。

後方散乱光もまた、動脈硬および正常な動脈硬の如き最初の数 $\mu$ mの網膜組織試料から検出することも可能である。図12A〜図12Cは、正常な動脈硬と色々な種類の病が比較したものから得た後方散乱パターンを示している。後方散乱に対する対数減衰率もまた動脈硬に対するよりも脂肪硬に対して異なり、斑を弁別する別の方法を提供する。図5〜図7に示した形式の光ファイバ・プローブは、レーザ血管形成術および碎石術において使用される高解像度イメージを提供するため

所要の場所に内視鏡の使用により送ることができる。これは、意図的でない血管の損傷および破裂の危険を低減することにより、このような処置の可用性を高めることになる。これは、この技術が従来の技術の超音波法で得られるよりも微小な分解能を提供することができる許りでなく、動脈硬および正常な動脈硬を弁別する能力を、複屈折およびスペクトル特性の測定を含む多くの方法で提供する故である。動脈の内部の弾力に富む層は複屈折を高度に生じるが、その層はそうではない。斑はまた他の異なるスペクトル特性を呈する。このような差別は、超音波法では容易に得られない。

更に、特定の光ファイバおよびバルク光学系の構成を示したが、本発明が他の光学的構成を用いて実施することもできると、および機能の実施のため示した特定の装置における他の変更が用途に応じて可能であることが明らかである。このため、本発明については本文において選好された実施態様に関して特に記述したが、形態ならびに細部における上記および他の変更が、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく当業者により可能である。

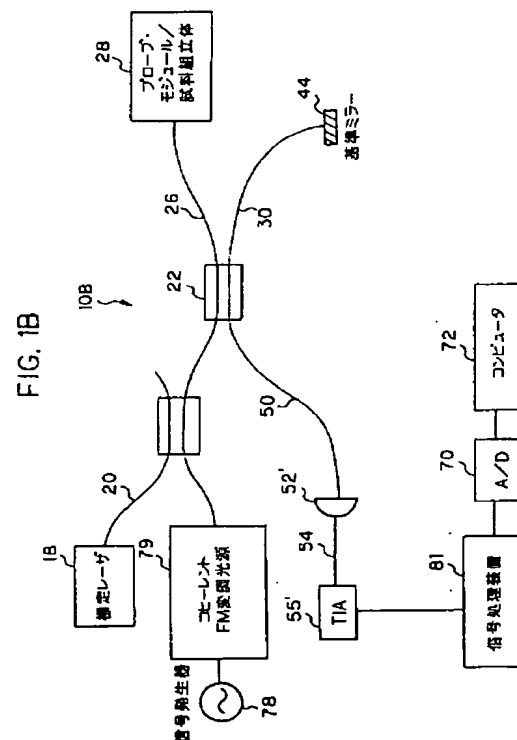


FIG. 1C

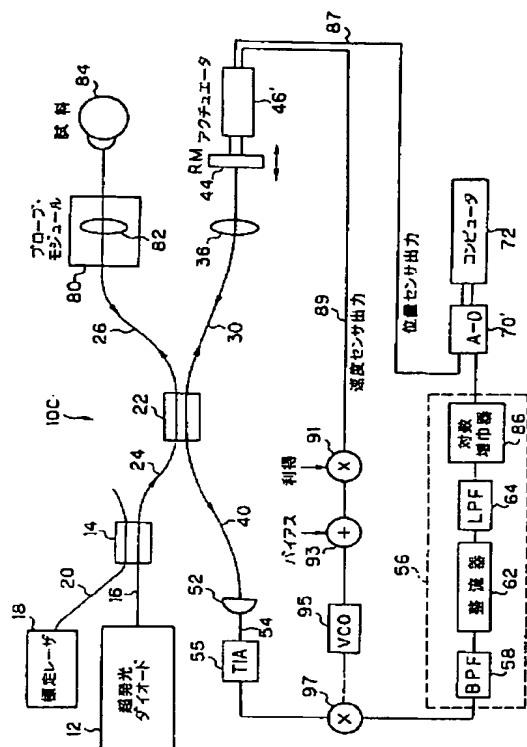


FIG. 1D

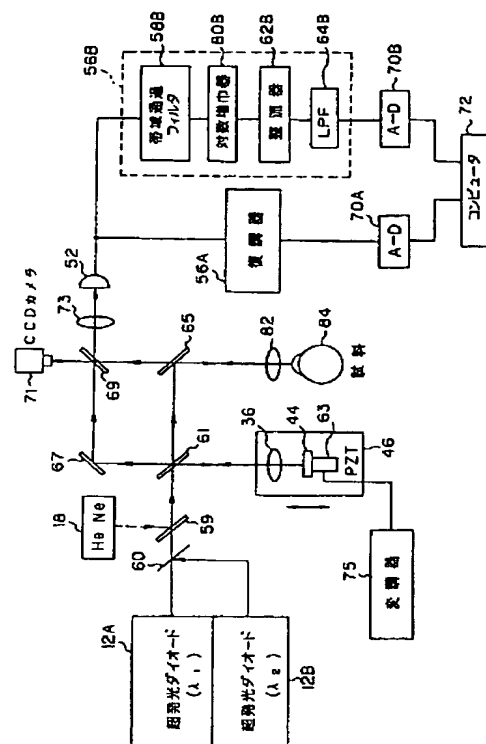


FIG. 2A

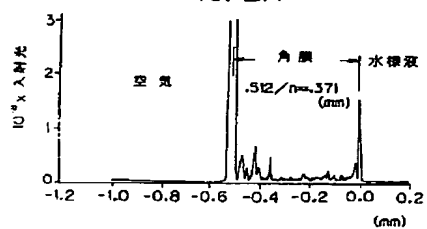


FIG. 2B

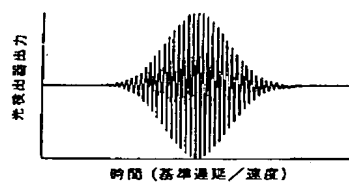


FIG. 2C

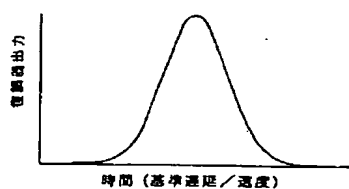


FIG. 3A

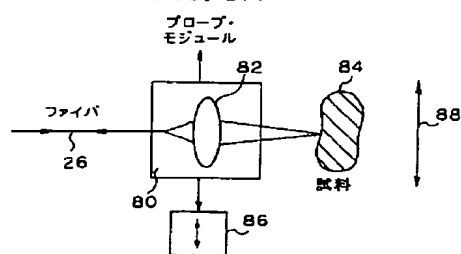


FIG. 3B

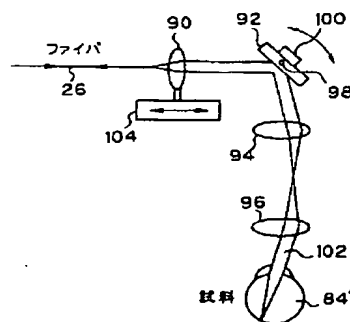


FIG. 3C

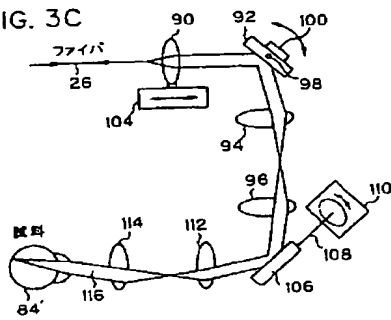


FIG. 3D

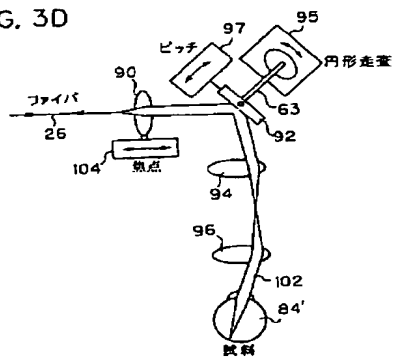


FIG. 6

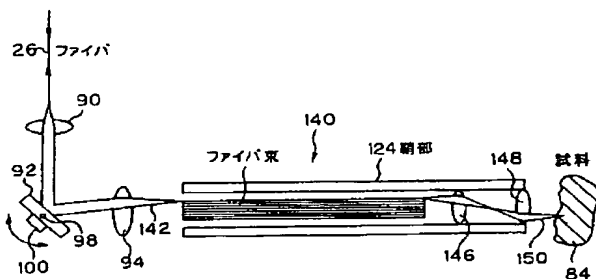


FIG. 7

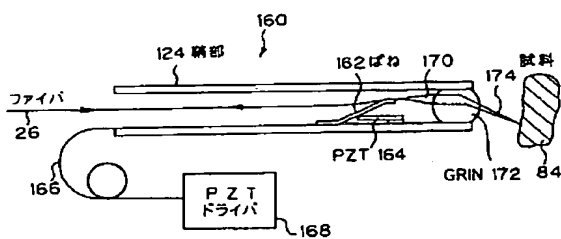


FIG. 4A

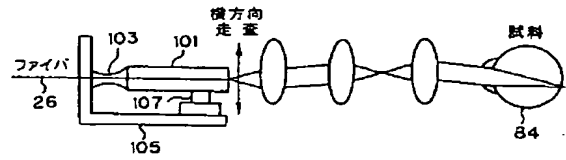


FIG. 4B

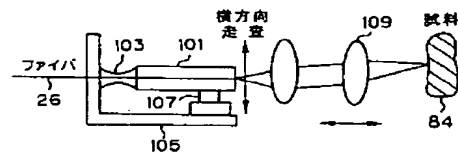


FIG. 4C

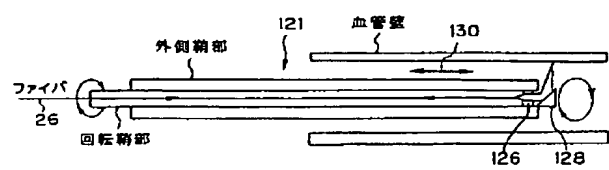


FIG. 8A

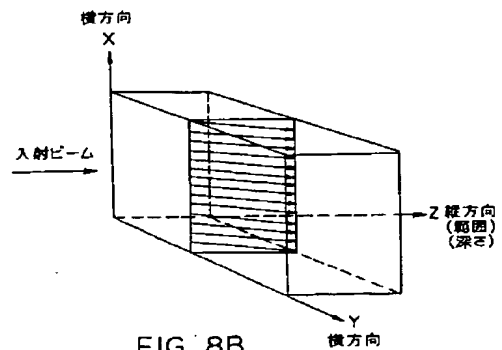
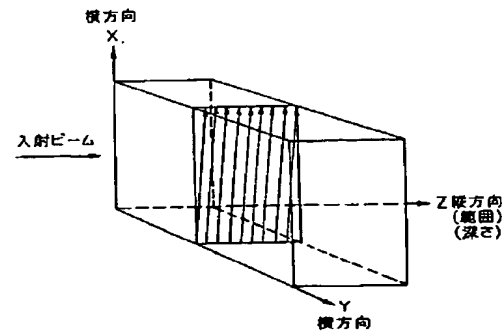
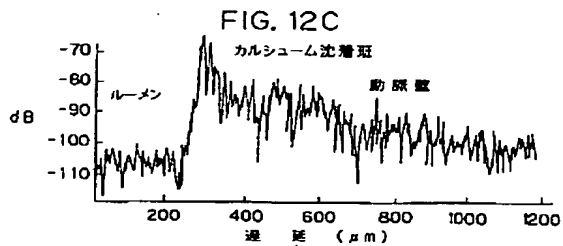
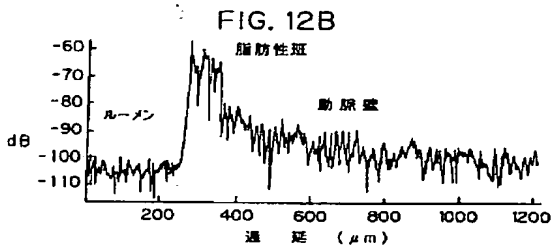
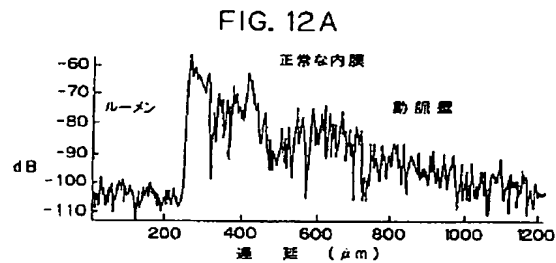
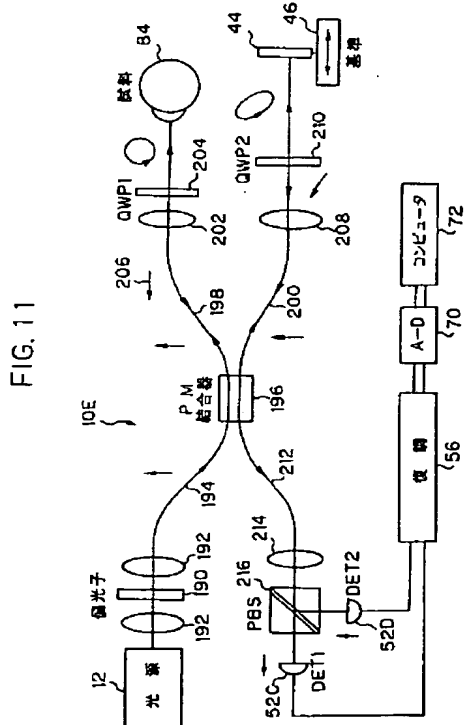
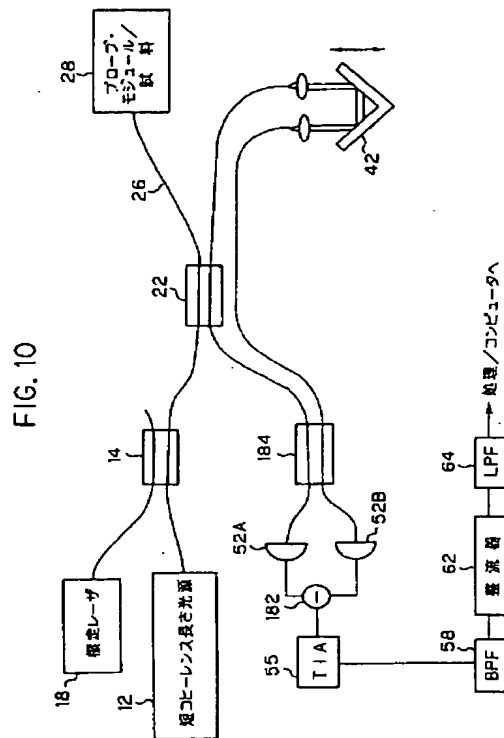
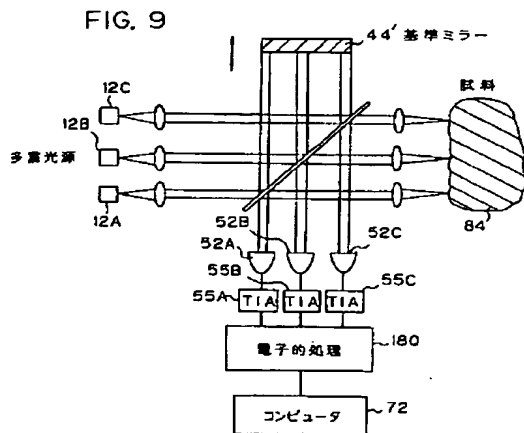
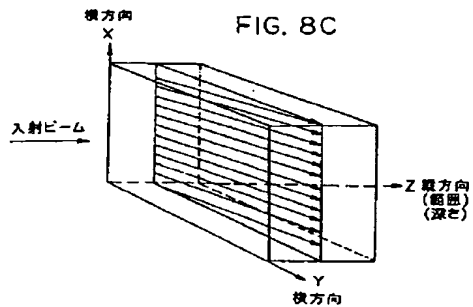


FIG. 8B





国際調査報告		Documentary information No. PCT/JP93/00126
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC CL. G01B 9/02 UT CL. 359/21.339, 311/113, 330/21.17 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classifications and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Primary documents searched (classification system followed by classification symbols) US 359/21.339, 311/113, 330/21.17 359/21.339, 311/113, 330/21.17 311/113, 330/21.17 Documents excluded other than classified documents: the cases that such documents are included in the fields searched Document not searched during the international search (name of this base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Character of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Reference to Class No.
A	U.S.A., 4,723,003 (Charles et al.) 22 May 1990 New Column 4, lines 21-23.	1-73
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuations of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family tree(s). *A* document published on or after the date of the present application and not yet published in the form of a printed document *B* document published on or after the international filing date *C* document which may have been published or is in the process of being published, but which is not yet published in the form of a printed document *D* document which is not yet published in the form of a printed document *E* document published prior to the international filing date but not yet published in the form of a printed document *F* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *G* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *H* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *I* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *J* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *K* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *L* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *M* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *N* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *O* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *P* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *Q* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *R* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *S* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *T* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *U* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *V* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *W* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *X* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *Y* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document *Z* document published after the international filing date but not yet published in the form of a printed document		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
14 SEPTEMBER 1992		18 FEB 1993
Name and mailing address of the ISA/CA/Commissioner of Patents and Trademarks Washington, D.C. 20530		Authorized officer LACHARLES P. KESLER, II Telephone No. (703) 205-1897
Form PCT/ISA/718 (revised March 1992)		

## フロントページの続き

- (72) 発明者 フジモト、ジェームズ・ジー  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02139,  
ケンブリッジ、マサチューセッツ・アベニ  
ュー 2592
- (72) 発明者 ブリアフィート、カーメン・エイ  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02193,  
ウエストン、グレン・ロード 236

- (72) 発明者 リン、チャールズ・ビー  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02144,  
サマーヴィル、オーチャード・ブレース  
123
- (72) 発明者 シューマン、ジョゼフ・エス  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州02114,  
ボストン、ホイットィアー・ストリート  
8
- (72) 発明者 スワンソン、エリック・エイ  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州01754,  
メイナード、リンカーン・ストリート 4

【公報種別】特許法第17条第1項及び特許法第17条の2の規定による補正の掲載  
 【部門区分】第6部門第1区分  
 【発行日】平成11年(1999)10月12日

【公表番号】特表平6-511312  
 【公表日】平成6年(1994)12月15日  
 【年通号数】  
 【出願番号】特願平4-510939  
 【国際特許分類第6版】

G01B 9/02  
 A61B 1/00 300  
 10/00  
 G01B 11/06

【F I】

G01B 9/02  
 A61B 1/00 300 D  
 10/00 E  
 G01B 11/06 G

手 続 補 正 書

平成11年4月27日

特 許 庁 長 官 閣 下

1. 事件の表示  
平成4年特許第510939号
2. 補正をする者  
名 称 マサチューセッツ・インステテュート・オブ・テクノロジー
3. 代 理 人  
住 所 東京都千代田区大子町二丁目2番1号 新大手町ビル306号  
ユアサハラ佐藤特許事務所  
電話 (3270)-6041~5  
氏 名 (3970) 弁護士 辻 本 一 夫
4. 補正により追加する請求項の数 19
5. 補正対象書類の  
請求の範囲
6. 補正対象項目名  
請求の範囲
7. 補正の内容  
創設の通り

方 式 特 許



(別紙)

特許請求の範囲

1. 試料における光イメージ形成を行うシステムにおいて、  
光線と、  
前記光反射部と、  
前記反射部に対する第1の光経路と、  
プローブ・モジュールで終る、前記試料に対する第2の光経路とを設け、該プローブ・モジュールは、イメージ形成が行われる前記試料における横方向位置を制御する手段を含み、或試料位置は少なくとも1つの横方向次元において試料を走査するよう制御する前記手段により選択的に変更され、  
前記光源からの光線を第1の光経路を経て前記反射部へ、かつ前記プローブ・モジュールを含む第2の光経路を経て試料へ与える手段と、  
イメージ形成情報を得られる試料による縦方向位置を制御する手段と、  
前記第1の光経路を経て受取った反射部からの反射と、前記第2の光経路を経て受取った試料からの反射とを組合わせる手段とを設け、結果として生じる組合わせ光出力は干渉縞を有し、  
前記出力を検出する手段と、  
検出された出力を処理して選択された試料イメージを得る手段とを設けてなるシステム。
2. 前記光源が短コヒーレンス長さ光線であり、縦方向位置を制御する前記手段が、予め定めた速度特性における各点における瞬時速度Vを有する特性に従って前記光経路の傾斜長さを制御し、干渉縞が2つの光経路における長さが一致する点に生じ、前記光出力が瞬時空間周波数を有する請求項1に記載のシステム。
3. 前記空間周波数が、周波数 $f_0 \sim V/\lambda$ におけるドップラー・シフト周波数を含み、 $\lambda$ が光源の波長である請求項2に記載のシステム。
4. システムに対する主要な低周波ノイズおよびシステムのアライアングを制御する機械振動が存在し、速度Vが前記振動要件を満たすに充分なドップラー・シフト周波数 $f_0$ を結果として生じるに充分でなく、前記縦方向位置制御手段が、前記光経路の少なくとも1つに対する周波数 $f_0$ において別の制御を生



じる手段を含み、前記処理手段が、 $f_0$ および $f_0$ の選択された組合せである変調周波数を生じるように投与する振動器を含む請求項1に記載のシステム。

5. 前記プローブ・モジュールが、試料における検方向位置に光線を指向する手段を含み、前記検方向位置制御手段が、光線が試料に入られる方向と垂直角を少なくとも1つの次元において前記検方向位置を光学的に変更する手段を含む請求項1に記載のシステム。

6. 前記光学的に変更する手段が、ミラー位置に応じた角度で前記光線を指向させるためビームの光経路において少なくとも1つの可動ミラーを含む請求項5に記載のシステム。

7. 円形走査を行うため、前記ミラーをそのピッチを変更するように回転させる手段を設ける請求項5に記載のシステム。

8. 前記プローブ・モジュールが内部経路を定常する機構である請求項5に記載のシステム。

9. 前記検方向位置制御手段が、前記第1の光経路の長さを経期的に変更する手段を含み、前記第2の光経路の長さ一致点に対する前記試料における偏光状態の周期的変化を結果として生じ、

前記プローブ・モジュールが、前記試料におけるモジュールに対する検点の焦点を制御する手段を含み、前記検点が周期的に変化させられると、前記検点検点が前記長さ一致点に周期的に維持されるようにする、

請求項1に記載のシステム。

10. 前記検方向位置制御手段および検方向位置制御手段が移動させられる速度が、検方向位置制御手段がプローブ・モジュールをして得た検方向位置での走査を開始させる前に、問題となる全ての検方向位置における点が材料における所与の検方向位置について走査される動きのある請求項1に記載のシステム。

11. 前記検方向位置制御手段および前記検方向位置制御手段が移動させられる速度が、少なくとも1つの次元において走査される全ての検方向位置における点が、前記検方向位置制御手段が得た検方向位置における動きを行わせる前に、試料における所与の検方向位置で走査される動きものである請求項1に記載のシステム。

長さ一致点に維持されるように、試料におけるモジュールに対する検方向位置の焦点を制御する手段を含み、

前記出力を検出する手段と、

検出された出力を処理して試料の選択されたイメージを得る手段とを設けてなるシステム。

16. 試料における選択された光イメージ形成および/または測定を実施するシステムにおいて、

検長入における偏コヒーレンス長さの光経路と、

基準光反射器と、

前記反射器に至る第1の光経路と、

前記試料に至る第2の光経路と、

前記光源からの光線を前記第1の光経路を経て前記反射器へ、かつ前記第2の光経路を経て前記試料へ送る手段と、

所定の速度プロファイルに従って前記光経路の相対的長さを変化させる手段と、該プロファイルは、前記相対的長さの連続した変化のために、イメージ測定が実施される少なくともプロファイルの領域におけるプロファイルの各点の瞬間速度を与え、

前記第1の経路を経て受取った前記反射器からの反射と、前記第2の光経路を経て受取った前記試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として得る組合わせた光出力は2つの経路における長さが一致する点において干渉縞と、同波数 $f_0$ 、 $N/V$ におけるドップラー・シフト周波数を含む偏光変調周波数とを有し、

前記出力を処理する手段と、

前記検出された出力を処理して前記選択された測定に関する情報を得る手段と、

前記検出手段が、制御手段により受け入れられる前記変調周波数付近の周波数帯域を制御するフィルタ手段を含み、前記検出手段が、前記検出手段により受け入れられる前記変調周波数付近の周波数帯域を拡張する手段を含むシステム。

17. 少なくとも1つの生物学的層を有する試料上で選択された光測定を実行する装置であって、

12. 前記検方向位置制御手段が、前記検方向位置制御手段により決定される試料における検方向位置において2次元の検方向走査を実施する手段を含む請求項1に記載のシステム。

13. 前記光源が周波数変調可能なスペクトル的にコヒーレントな光源であり、前記検方向位置制御手段が、前記光源出力の周波数を変調する手段を含み、信号に結果として生じる前記干渉が前記第1および第2の経路長さの差に比例する周波数とを有し、前記検出手段が、前記信号をイメージ形成情報に変換する手段を含む請求項1に記載のシステム。

14. 複数の第1および第2の光経路を設け、各経路の近端部に光源があり、各第1の光経路の近端部に基準反射器が、かつ前記第2の光経路の近端部に試料における検方向位置があり、前記検出手段が、前記試料の並行走査を行うように複数の経路から受取るイメージを処理する手段を含む、請求項1に記載のシステム。

15. 試料における光イメージ形成および測定を実施するシステムにおいて、

偏コヒーレンス長さの光経路と、

基準光反射器と、

前記反射器に至る第1の光経路と、

前記試料に至る第2の光経路と、

前記光源からの光線を前記第1の光経路を経て前記反射器へ、かつ前記第2の光経路を経て前記試料へ送る手段と、

前記第2の光経路の長さを変化させて予め定めた速度特性に従って前記光源の相対長さを変化させる、該特性における各点における瞬間速度 $V$ を有する手段と、

前記第1の経路を経て受取った前記反射器からの反射と、前記第2の光経路を経て受取った前記試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として得る組合わせた光出力は2つの経路における長さが一致する点において干渉縞を有し、前記光経路の長さを変更する手段が、前記第2の光経路の長さが一致した点に対する材料における検方向位置における周期的な変化を生じ、

前記第2の光経路を構成するプローブ・モジュールを設け、該プローブ・モジュールは、前記検点が周期的に変化させられる時、検方向位置検点が周期的に前記

検長入における偏コヒーレンス長さ放射光源と、該放射器第1の状態に偏光されておき、

前記光源からの放射は及方向に通過できる基準光経路と試料光経路を決定する手段と、

前記経路において前記光源からの放射が異なる偏光状態を有し、前記試料からの反射放射が前記経路の屈折率の機能として変化する状態に偏光を有する、ような方法で前記経路の少なくとも1つを経て送る放射の偏光を変更する手段と、

前記光経路からの反射された放射を相互干渉的に合成する手段と、

相互干渉的に放射を合成するために関連する経路長さに検出測定値を与える手段と、

2つの出力が直交偏光状態を有するように相互干渉的に合成された出力を分離しそして検出する手段と、

3つの出力を互々に混合して個々の相互干渉信号を得る手段と、

前記相互干渉信号を合成して生物学的プロフィールの選択された表示を得る手段と、

を含む装置。

18. 前記光経路は偏光を採つファイバーで形成され、前記偏光光経路は反射器に接続し、前記検出手段とを有する手段は基準経路の長さを制御する、請求項17に記載の装置。

19. 前記2つの出力は水平偏振構成要素と垂直偏振構成要素であり、前記合成する手段は、前記偏振構成要素を利用して試料と試料反射の偏振における少なくとも1つの生物学的測定値を決定する手段を含む、請求項17に記載の装置。

20. 前記2つの出力は偏光検出測定を得るために合成される、請求項17に記載の装置。

21. 試料上で選択された光測定を実行する装置であって、

少なくとも2つの異なる検長 $\lambda_1$ と $\lambda_2$ における偏コヒーレンス長さ放射器とを有する手段と、試料の少なくとも1つのスペクトル特性に検長 $\lambda_1$ と $\lambda_2$ の干渉縞と、

異なる検長における前記放射が及方向に通過できる基準光経路と試料光経路と

固定する手段と、

前記光経路からの反射された放射を相互干渉的に合成する手段と、該合成する手段は周波数 $f_1$ で変調された第1の合成光出力と周波数 $f_2$ で変調された第2の合成光出力とを有し、

相互干渉的に合成された放射のために調整する経路長さに制御変量を与える手段と、

前記第1と第2の合成光出力を固々に変調する手段と、

前記2つの出力を処理して前記選択された測定に関しての情報を得る手段と、を含む装置、

22. 前記基準光経路は反射計に終端し、そして放射変量を与える手段は基準経路の長さを制御する、請求項21に記載の装置、

23. 前記個々に変調する手段は、適切な変調周波数に中心のある選択された帯域において各前記合成光出力をフィルタする手段を含む、請求項22に記載の装置、

24. 選択された生物学的組織の微細構造の特徴を光学的に測定する装置であって、

選択された波長において屈折率分散光信号を発生する手段と、

前記生物学的組織に終端する基準光経路および反射光経路と、前記光信号は各前記経路を経て前記生物学的組織へと送り、前記各経路は双方向であり反射された放射を通し、

前記光経路からの反射光信号を相互干渉的に合成する手段と、

相互干渉的に合成されたビームの前記調整する経路長さにおいて放射変量を与える手段と、

相互干渉的に合成する手段からの出力を抽出する手段と、

前記抽出手段からの出力を処理して前記微細構造の特徴に関する情報を得る手段と、

を含む装置、

25. 前記生物学的組織は角膜組織であり、前記反射光経路は患者の目の内部に終端し、前記相互干渉的に合成される放射放射は前記角膜組織を含む、請求項

24に記載の装置、

26. 前記選択された生物学的組織は患者の目の前部下組織、網膜組織そして視神経組織であり、前記反射光経路は患者の目の内部に終端し、そして前記相互干渉的に合成された放射放射は患者の目の前部下組織からの放射を含む、請求項25に記載の装置、

27. 網膜神経繊維層の厚さを測定し、そして前記相互干渉的に合成された放射放射は前記網膜神経繊維層からの反射放射を含む、請求項25に記載の装置、

28. 前記生物学的組織は複屈折の組織層であり、前記発生する手段は第1の状態に偏光されている光信号を発生し、前記組織において発生する手段からの信号が異なる偏光を有し、前記複屈折の組織層からの反射放射が複屈折の層の厚さとして変化する状態に偏光を有する、ような方法で前記組織の少なくとも1つを経て通る放射の偏光状態を変更する手段と、

前記抽出する手段は干渉的に合成された出力に直交偏光状態を有する2つの出力に分離する手段を含む、

前記処理する手段は個々の相互干渉信号を得るために前記2つの出力を分離して処理する手段、そして前記組織層の構造に関する情報を抽出するために相互干渉信号を合成する手段とを含む、

請求項24に記載の装置、

29. 前記生物学的組織は複屈折の角膜組織であり、前記反射光経路は患者の目に終端し、そして相互干渉的に合成された放射放射は前記角膜組織からの放射を含む、請求項28に記載の装置、

30. 前記装置は視神経繊維層の厚さを測定し、前記視神経繊維層は複屈折層であり、前記相互干渉的に合成された放射放射は前記視神経層からの放射を含む、請求項29に記載の装置、

31. 前記装置は視神経軸索密度を測定し、前記視神経層は複屈折層であり、前記処理する手段は神経繊維層の厚さによる複屈折の遅れの変化率を決定する手段を含む、請求項28に記載の装置、

32. 前記発生する手段は、少なくとも2つの異なる波長 $\lambda_1$ と $\lambda_2$ における屈折率分散光信号を発生する手段を含む、前記生物学的組織の少なくとも

も1つのスペクトル特性は波長 $\lambda_1$ と $\lambda_2$ の間で異なる、

前記相互干渉的に合成する手段は、周波数 $f_1$ で変調された第1の合成光出力と周波数 $f_2$ で変調された第2の合成光出力を有する手段を含む、

前記抽出する手段は前記第1と第2の合成光出力を固々に変調する手段を含む、

前記処理する手段は、2つの出力を処理し前記微細構造の特徴を得る手段を含む、

請求項24に記載の装置、

33. 前記変調する手段は適切な変調周波数に中心のある選択された帯域にフィルタする手段を含む、請求項32に記載の装置、

34. 前記処理する手段は、異なる波長で材料のスペクトル特性における検出率を利用して材料の物質の少なくとも1つと試料物質の性質とを決定する手段を含む、請求項32に記載の装置、

35. 前記材料は、波長 $\lambda_1$ と $\lambda_2$ の少なくとも1つにおいて異なるスペクトル特性を有する物質で構成される少なくとも2層で形成され、そして前記処理する手段は、異なる波長における材料のスペクトル特性における検出された差を利用して前記層の境界を決定する手段を含む、請求項32に記載の装置、